Humboldt Universität zu Berlin

Institut für Rehabilitationswissenschaften

DISSERTATIONSSCHRIFT

Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen –

eine Methode für Diagnose und Therapie im medizinischen Alltag und für die Qualitätssicherung in der rehabilitationstechnischen Versorgung

Zur Erlangung des Grades Dr. phil.

Philosophische Fakultät IV

Diplom-Physiker Günther Hegewald

Dekanin der Philosophischen Fakultät IV: Frau Prof. Dr. S. Ellger-Rüttgardt

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. J. Kurt

2. Prof. Dr. med. B. Paul

3. Prof. Dr. S. Leuchte

eingereicht: 28.Juni 1999

Datum der Promotion: 17.Mai 2000

1 Einführung

Für den nicht behinderten Menschen gehört das Gehen zum Alltag. Auf die Frage: Wie geht man richtig?, erhält man üblicherweise zunächst keine Antwort. Kaum jemand hat ernsthaft darüber nachgedacht. Der Gang wird durch das Unterbewußtsein gesteuert und funktioniert scheinbar von selbst.

Dabei ist das Gehen des Menschen eine außerordentlich komplexe Bewegungsaufgabe und muß vom Kleinkind in einem relativ langen Zeitraum erlernt werden. Im zweiten Lebenshalbjahr beginnt das Kind mit ersten Stehversuchen und erlernt etwa zwischen dem ersten und zweiten Geburtstag das sichere Gehen.

Der menschliche Gang ist das Ergebnis eines komplexen Zusammenwirkens zwischen zentralem und peripherem Nervensystem sowie dem Stütz- und Bewegungsapparat. Er erweist sich als empfindlicher Indikator für Störungen in diesem komplexen Zusammenwirken. Die Auswertung des Ganges ist daher ein gutes Diagnosehilfsmittel für solche Störungen.

Nach dem Ausfall von Teilbereichen innerhalb des Bewegungssystems infolge Krankheit oder Unfall muß der Patient manchmal das Gehen neu erlernen. Bei weniger großen Störungen paßt er sich den geänderten Bedingungen an und verändert seinen Gang. Wenn beispielsweise dem Patienten das Gehen infolge einer Beinverletzung Schmerzen bereitet, wird dieser einen Schongang entwickeln. Er entlastet das schmerzende Bein und versucht durch höhere Aktivität anderer Körperteile, den Ausfall zu kompensieren. Es kommt nicht selten vor, insbesondere bei längerer Dauer der Verletzung, daß nach Ausheilung der Schongang beibehalten wird. Dieser fehlerhafte Bewegungsablauf kann nach einem längeren Zeitraum zu bleibenden Schäden z.B. an der Wirbelsäule führen. Durch eine sachgerechte Rehabilitationsbehandlung kann dies vermieden werden.

Nach Krankheit oder Unfall entstehen manchmal bleibende Schäden am Stütz- und Bewegungsapparat, so daß das Gehen nicht oder nur stark eingeschränkt möglich ist. Die Nutzung rehabilitationstechnischer Hilfsmittel ermöglicht die Kompensation dieser Schäden. Der Verlust z.B. eines Beines kann durch eine Beinprothese partiell ausgeglichen werden. Es erfolgt eine individuelle Anpassung dieses Apparates an den Patienten. Die Qualität des Hilfsmittels erweist sich erst während des Gebrauchs, also beim Gehen.

Diese wenigen Beispiele verdeutlichen, daß die Analyse des Ganges wichtig ist für die Orthopädie, Chirurgie, Neurologie, die Arbeits-, Unfall- und Sportmedizin und viele angrenzende Bereiche. Die Ganganalyse ist geeignet als Diagnosehilfsmittel und zur Therapieüberwachung. Insbesondere kann sie als Mittel zur Qualitätskontrolle von Rehabilitationsmaßnahmen und zur Bewertung rehabilitationstechnischer Hilfsmittel eingesetzt werden.

Die am häufigsten genutzte Methode zur Beurteilung des Ganges ist die subjektive Ganganalyse mit den Augen. Der Beobachter (Mediziner, Orthopädiemeister u.a.) bewertet aufgrund seiner Kenntnisse den Gang des Patienten. Langjährige Erfahrungen führen dabei oft zu erstaunlichen Beurteilungsleistungen. Die subjektive Ganganalyse hat jedoch ihre Grenzen. Zum einen liefert sie fast ausschließlich qualitative Aussagen, zum anderen hängt sie stark vom Erfahrungsschatz des Beurteilenden ab. Wichtige ganganalytisch relevante Aspekte entziehen sich vollkommen der visuellen Beurteilung, z. B. der Grad der Belastung der Beine beim Gehen.

Die apparative Ganganalyse ermöglicht die Überwindung obengenannter Grenzen. Sie erlaubt prinzipiell die objektive, vom Beobachter unabhängige Messung von Gangparametern und dient als wichtige Ergänzung der subjektiven Ganganalyse.

Um die Jahrhundertwende, vor ca. hundert Jahren, schrieben Braune und Fischer /[2-8], [2-10], [2-11], [2-12]/ ihre grundlegenden Arbeiten zur Ganganalyse. Viele ihrer damaligen Erkenntnisse besitzen noch heute ihre Gültigkeit. Obwohl infolge des technischen Fortschritts die Möglichkeiten der Ganganalyse seit dieser Zeit enorm vorangetrieben wurden, ist ihre gegenwärtige Anwendung in der Praxis noch unbefriedigend. Die meisten Meßplätze für Ganganalyse berücksichtigen entweder nur Teilaspekte des Ganges oder ihre Nutzung ist so zeitaufwendig, daß sie für den praktischen Routinebetrieb nicht geeignet sind. Nicht zuletzt sind die hohen Anschaffungskosten einer der Gründe für die geringe Verbreitung der Meßsysteme.

Ziel der Arbeit ist es, einen Ganganalyse-Meßplatz zu entwickeln, der es ermöglicht, sowohl die Kinematik als auch die Kinetik des Ganges zu vermessen. Wichtige Kriterien des Meßplatzes sind

dabei Nutzerfreundlichkeit und geringe Kosten.

Eine wesentliche Aufgabe der Arbeit besteht darin, aufbauend auf dem allgemein anerkannten Erkenntnisstand, Gangparameter zu entwickeln, welche die verschiedenen Einzelaspekte des menschlichen Ganges hinreichend genau beschreiben.

Der erste Abschnitt enthält einen historischen Abriß der Ganganalyse. Aufgrund der Bedeutung der Arbeiten von Braune und Fischer wird in einem gesonderten Abschnitt ausführlich auf diese eingegangen. Insbesondere die damaligen Erkenntnisse zu den Bahnkurven einzelner Körpersegmente und des Körperschwerpunktes sind auch heute noch von Interesse und von praktischer Bedeutung. Es folgt eine allgemeine Beschreibung des menschlichen Ganges und eine Analyse der gängigen Meßprinzipien, einschließlich ihrer Vor- und Nachteile.

Die Arbeit beinhaltet des weiteren eine umfassende Darstellung des Konzeptes des Ganganalysemeßplatzes. Es werden die ausgewählten Meßprinzipien begründet und die Eigenschaften der Sensorik charakterisiert.

Wichtig ist, daß die gemessenen Daten in Form von Gangparametern oder aussagefähigen Grafiken anschaulich dargestellt werden. Im Rahmen der Arbeit werden verschiedene Parametergruppen definiert, welche die unterschiedlichen Aspekte des Ganges berücksichtigen.

Es sind insgesamt 164 Personen bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten vermessen worden. Die Versuchspersonen hatten nach eigener Aussage keine Gangbesonderheiten. Die Messungen wurden statistisch ausgewertet.

Ein wichtiges Ziel der Auswertung war die Untersuchung des Einflusses der Ganggeschwindigkeit auf die Parameter. Weiterhin wurde geprüft, ob sich geschlechtsspezifische Unterschiede im Gang nachweisen lassen. Des weiteren ist kontrolliert worden, ob das Alter der Probanden die Gangparameter beeinflußt. Der Gang des Kindes und der Altersgang wurden jedoch nicht untersucht. Dies soll in späteren Studien erfolgen.

Die statistische Aufbereitung der Daten der gesunden Vergleichsgruppe dient als Basis zum Aufbau eines Datenbanksystems des unauffälligen Ganges. Die Daten sind hierfür so aufbereitet worden, daß die Parameter einer aktuellen Messung mit den Lage- und Streuungsmaßen der Parameter der Vergleichsgruppe verglichen werden können. In Abhängigkeit von der Lage des aktuell bestimmten Parameters innerhalb der Häufigkeitsverteilung der Vergleichsgruppe erfolgt eine verbale Beurteilung des Ganges.

Die Praxisrelevanz und Anschaulichkeit der Auswertemethoden wird beispielhaft an einigen ausgewählten Patientengruppen nachgewiesen.

Ein Abschnitt behandelt das in der Ganganalyse umstrittene Thema, ob Messungen auf dem Laufband oder in einem Laufgang durchgeführt werden sollten. Insbesondere wird der Frage nachgegangen, ob die in der Literatur nachgewiesenen Unterschiede im Gang nur eine Folge eines ungenügenden Trainingseffektes auf dem Laufband sind.

Es werden erste Ansätze diskutiert, die Ganganalyse als Instrument für eine Klassifikation der Fähigkeitsstörungen im Gehen entsprechend des ICIDH-Kodes zu nutzen und hierfür Prüfvorschriften zu erarbeiten.

2 Zur Geschichte der Ganganalyse

2.1 Die Anfänge der Ganganalyse

Philosophen, Mediziner, Mathematiker und Physiker beschäftigten sich seit frühester Zeit mit der Analyse des menschlichen Ganges. Schon Aristoteles (384 v. Chr. bis 322 v. Chr.) und Galenus (129 n. Chr. bis 199 n. Chr.) schrieben über dieses Thema.

Gassendi (1592 bis 1655) stellte in seiner Abhandlung „de vi motrice et motionibus animalum" /[2-1]/ 10 Sätze über die Bewegung des Gehens auf. Er erkannte, daß das Gehen, welches geradlinig zu sein scheint, eine aus mehreren um verschiedene Mittelpunkte beschriebene Kreisbögen zusammengesetzte Bewegung ist. Mit einfachen Experimenten konnte er feststellen, daß die Fortbewegung des Rumpfes wellenförmig ist, und zwar sowohl auf- und abwärts, als auch nach rechts und links. Bei Gassendi erschien erstmalig der Gedanke, daß die Fortbewegung nur durch den Gegendruck des Bodens erfolgen kann.

Als einer der Wegbereiter der Ganganalyse gilt Borelli (1608 bis 1679). Sein Werk „de motu animalum" /[2-2]/ erschien 1682. Borelli definierte als erster den Körperschwerpunkt (COG - center of gravity). Er bestimmte den Körperschwerpunkt experimentell, indem er einen Leichnam auf ein abgerichtetes Brett legte und dieses auf einer Kante eines Prismas ins Gleichgewicht brachte. Borelli betrachtete den COG als Angriffspunkt der Kräfte, welche beim Gehen wirksam sind. Er unterschied zwei Gangphasen, die Phase in der beide Beine den Boden berühren und die Phase in der nur ein Bein am Boden ist. Die Vorwärtsbewegung beim Gang erfolgt durch Vorverlagerung des COGes vor die Unterstützungsfläche des den Boden berührenden Beines. Das Gleichgewicht wird durch die nach vorn schwingende und dann aufsetzende kontralaterale Extremität gesichert.

Um zu ermitteln, ob der Rumpf des gehenden Menschen nach links und nach rechts schwankt, führte Borelli ein einfaches Experiment durch. Er richtete zwei Stangen in großer Entfernung voneinander senkrecht auf und versuchte so zu gehen, daß die hintere Stange immer von der vorderen bedeckt blieb. Dabei fand er, daß die hintere Stange mal links und mal rechts neben der vorderen Stange erschien und bewies damit, vergleichbar wie Gassendi, die seitlichen Schwankungen beim Gehen.

Die moderne wissenschaftliche Ausarbeitung der Mechanismen des Ganges begann im 19. Jahrhundert. Mehr als 150 Jahre nach der Arbeit von Borelli erschien das Werk der Gebrüder Weber „Die Mechanik der Gehwerkzeuge" /[2-3]/. Durch zahlreiche Messungen über die Neigung und die vertikalen Schwankungen des Rumpfes, über die Beinlänge bei verschiedenen Gangphasen, über die Schwingungsdauer des Beines, über das Verhältnis zwischen Schrittdauer und Schrittlänge und über andere für die Fortbewegung des Menschen in Betracht kommende Größen und Beziehungen haben sie ein umfangreiches Beobachtungsmaterial zusammengetragen. Einige Schlußfolgerungen aus ihren direkten Messungen haben noch heute Gültigkeit. Eine ihrer grundlegenden Erkenntnis ist z.B. die Tatsache, daß der Zeitraum, in welchem beim Gehen beide Beine den Boden berühren (Zweibeinstand), um so kürzer ist, je schneller man geht. Ebenso gilt als gesichert, daß der Oberkörper beim Gehen eine etwas tiefere Stellung gegen den Boden annimmt als beim Stehen. Dabei senkt sich mit steigender Geschwindigkeit der Oberkörper immer mehr ab. Einige Annahmen der Brüder Weber, die sich nicht unmittelbar aus den Meßresultaten ergaben, hielten späteren kritischen Untersuchungen nicht Stand. Wesentliche Webersche Grundprinzipien des Ganges konnten durch spätere Serien von fotografischen Momentaufnahmen widerlegt werden. Viel ist gegen die Annahme der Gebrüder Weber geschrieben worden, daß beim Gehen das nicht den Boden berührende Bein durch seine Schwere wie ein Pendel von hinten nach vorn schwingt. Diese Annahme begründeten sie mit umfangreichen Messungen der Schwingungsdauer des frei am Rumpf herabhängenden Beines sowohl am lebenden Menschen als auch an Leichen. Sie fanden eine gute Übereinstimmung der Schrittdauer beim schnellsten Gehen (0,323 s) mit der halben Dauer einer Pendelschwingung des Beines (0,346 s). Aus diesem Meßergebnis schlossen sie, daß die erstere durch die letztere bestimmt wird, indem nämlich das hintere vom Boden erhobene Bein, nur von seiner Schwere getrieben, nach vorn schwingt. Ist das Bein senkrecht unter seinem Aufhängepunkt, dem Hüftgelenk, angelangt, wird es aufgesetzt und die Schwingung damit zur Hälfte der Schwingungsdauer unterbrochen. Momentaufnahmen des gehenden Menschen belegen, daß diese Interpretation falsch war.

1881 erschien in Tübingen das Buch von Vierord /[2-4]/ „Ueber das Gehen des Menschen in gesunden und kranken Zuständen“. Er versuchte durch eine Reihe von Experimenten die räumlichen und zeitlichen Verhältnisse des Gehens zu registrieren. Mit Hilfe einer besonderen Vorrichtung am Schuh des Gehenden wurde ein Abdruck des Fußes beim Auftreten erzeugt. Aus dem Abdruck konnten mit großer Genauigkeit die Länge des einzelnen Schrittes, sowie die mittlere und größte Schrittlänge für jedes Bein bestimmt werden, ebenso die Schrittbreite, der Winkel, welcher die Richtung der Fußlängsachse mit der Gangrichtung beim Aufsetzen des Fußes bildet und andere für die Erkenntnis des Mechanismus der Gehwerkzeuge wichtige Daten.

Des weiteren hat Vierord den Versuch unternommen, die Bewegung der Beine und Arme in ihrem ganzen Verlauf grafisch unmittelbar zu registrieren. Hierzu verwendete er an verschiedenen Stellen des Körpers angebrachte Ausflußröhrchen. Während des Gehens floß aus den Röhrchen farbige Flüssigkeit aus und zeichnete auf am Boden befindliches oder seitlich vertikal angebrachtes Papier Kurven auf. Trotz der bei dieser Methode prinzipiell auftretenden großen Fehlerquellen, stellen diese Experimente den ersten Versuch einer gleichzeitigen Registrierung der Bewegungskurven einzelner Körperteile dar.

Mit der Entwicklung der Fotografie stand den Wissenschaftlern eine neue Methode zur Bewegungsanalyse zur Verfügung. Der amerikanische Fotograf Muybridge aus San Franzisko nutzte als erster die Fotografie zur Fixierung von Bewegungsphasen. Ihm ist es zuerst gelungen, eine Serie von aufeinanderfolgenden Bewegungsphasen eines Pferdes zu fotografieren. Hierzu verwendete er mehrere nebeneinanderstehende Fotoapparate, welche nacheinander in kurzen Zeitintervallen für einen Moment geöffnet wurden. Die Beschreibung dieser ersten Serienaufnahmen wurden im Jahre 1882 von William unter dem Titel „The horse in motion, as shown by instantaneous photography“ /[2-5]/ veröffentlicht.

Die ersten Bilder waren noch relativ unscharf. Weitere Erfindungen auf dem Gebiet der Fotografie ermöglichten jedoch bald Momentbilder, bei denen auch Einzelheiten mit großer Schärfe hervortraten. Nach seinen ersten Erfolgen hat Muybridge eine große Anzahl von ausgezeichneten Serienaufnahmen von Menschen und Tieren in verschiedensten Fortbewegungsarten angefertigt. Andere Fotografen wie z.B. Anschütz und Londe folgten Muybridge.

Die Nutzung der Fotografie als wissenschaftliche Untersuchungsmethode ist jedoch hauptsächlich Maray zu verdanken. Maray gelang es nämlich, einen Schwachpunkt der Aufnahmetechnik von Muybridge u.a. zu beseitigen. Um beim Vergleich der zeitlich aufeinanderfolgenden Momentbilder zu genauen Resultaten gelangen zu können, ist es nötig, daß die einzelnen Bilder in genau paralleler Richtung aufgenommen werden und den gleichen Abbildungsmaßstab aufweisen. Das bedeutet, daß der Abstand der verschiedenen Fotoapparate der Geschwindigkeit des zu vermessenden Objektes angepaßt sein müßte. Es ist leicht einzusehen, daß dies praktisch nicht möglich ist. Es ist daher nötig, bei einem Vergleich der verschiedenen Phasenbilder den verschiedenen Richtungen, von denen aus diese gewonnen wurden, Rechnung zu tragen. Die Berechnungen werden deutlich einfacher, wenn die verschiedenen Richtungen alle durch einen Punkt gehen, daß heißt alle Bilder vom gleichen Punkt aufgenommen werden. Es kann daher als großer Fortschritt betrachtet werden, daß es Maray /[2-6]/ gelang, Serienaufnahmen mit Hilfe eines einzigen Fotoapparates anzufertigen. Zunächst arbeitete er dabei mit beweglichen lichtempfindlichen Platten. Zur Belichtung wurden die Platten kurzzeitig angehalten und Teile der Platte belichtet. Mit diesen Apparaten erreichte er eine Wiederholfrequenz von 12 Bildern pro Sekunde.

Um größere Genauigkeiten und höhere Bildwiederholfrequenzen zu erreichen, nutzte Maray später unbewegliche Belichtungsplatten und fotografierte nur diejenigen Teile des Körpers welche für dessen Bewegung wesentlich sind /[2-7]/. Hierzu kleidete er die Menschen vollkommen schwarz ein. Zwischen den Hauptgelenken der Extremitäten wurden weiße Streifen angebracht. Ließ man nun diese Personen vor einem schwarzen Hintergrund mit Licht anstrahlen, dann trugen nur die weißen Streifen zur Belichtung der lichtempfindlichen Platte bei. Dieses Prinzip des Anbringens von passiven Markern an relevanten Körperbereichen und Reduktion des Bildes auf ein binäres Bild (hell / dunkel) wird auch heute noch in modernen Analysesystemen genutzt.

Mit Hilfe der Fotografie erhält man ein Abbild der Zentralprojektion der fotografierten Körper auf eine zur optischen Achse des Apparates senkrecht stehenden Ebene. Aus diesem Abbild kann nicht die exakte Bewegung eines Körpers im Raum bestimmt werden. Während Bewegungen senkrecht zur optischen Achse sich richtig abbilden, würde beispielsweise ein sich in Richtung der optischen Achse des Apparates bewegender Punkt als fixer Fleck in der Fotografie dargestellt werden. Die mittels eines Apparates gewonnenen Serienaufnahmen von Maray ermöglichten also noch keine exakte Bestimmung der Bahnkurven ausgewählter Körperpunkte beim Gehen.

Zur vollständigen Registrierung einer räumlichen Bewegung sind mindestens zwei in voneinander abweichenden Richtungen gleichzeitig gewonnene Projektionen erforderlich.

Erst mit der Ermittlung der zweiseitigen Chronophotographie durch W. Braune und O. Fischer /[2-8]/ wurde die Messung von dreidimensionalen Bewegungen im Raum möglich.

2.2 Die Arbeiten von Braune und Fischer

2.2.1 Die Meßmethodik von Braune und Fischer

Aufbauend auf den Arbeiten von Maray entwickelten Braune und Fischer eine neue Meßmethode zur Bestimmung von Raumkurven aus fotografischen Aufnahmen /[2-8]/. Für die zweiseitige Chronophotographie, wie sie diese Methode nannten, kamen zwei Fotoapparate zum Einsatz. Voraussetzung für die zweiseitige Chronophotographie ist, daß die fotografischen Aufnahmen in kurzen Intervallen zu absolut gleicher Zeit in beiden Apparaten erzeugt werden. Braune und Fischer erreichten dies dadurch, daß sie anstelle der passiven weißen Streifen von Maray intermittierend selbst leuchtende Marker nutzten. Als aktive Marker verwendeten sie zunächst mittels Ruhmkorfschen Funkeninduktor erzeugte elektrische Funken. Der Vorteil des elektrischen Funkens gegenüber anderen zu dieser Zeit genutzten Lichtquellen bestand in seiner großen Helligkeit und geringen Lebensdauer. Beide Eigenschaften waren entscheidend für die Anfertigung von Momentbildern. Anstelle des offenen elektrischen Funkens nutzten Braune und Fischer in späteren Arbeiten günstiger zu handhabende Geisslersche Röhren /[2-10]/.

Für die Messungen des menschlichen Ganges verwendeten sie vier Fotoapparate, je zwei für die linke und die rechte Seite. Je ein Apparat wurde so aufgestellt, daß dessen optische Achse senkrecht zur Gangebene gerichtet war. Die optische Achse des zweiten Apparates bildete mit der des ersten einen Winkel von 60 Grad, so daß er eine Ansicht schräg von vorn vermittelte. Der Koordinatenursprung befindet sich entsprechend Abb. 1 im Punkt 0.

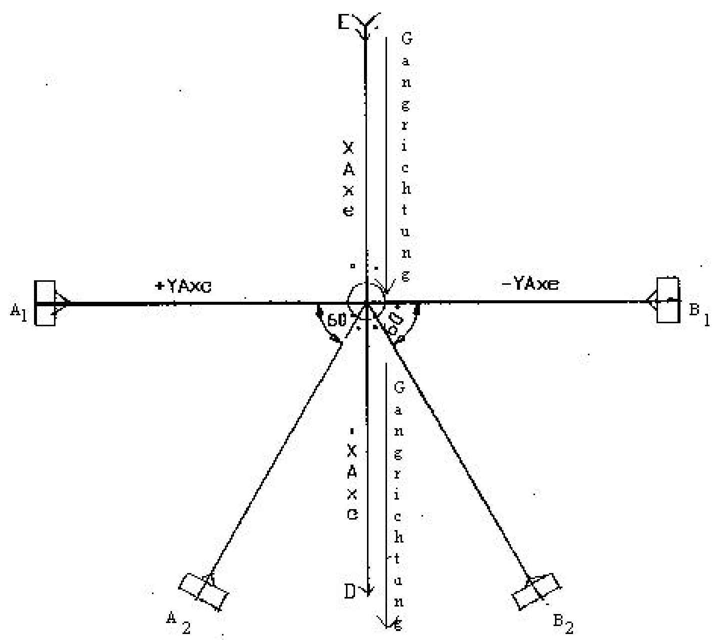


Abb. 1: Meßanordnung von Braune und Fischer

Das Anbringen der Geisslerschen Röhren an den Extremitäten erfolgte so, daß man aus der Position der Endpunkte der Röhren auf die Lage der Gelenkmittelpunkte schließen konnte. Die Röhren leuchteten mit einer Frequenz von 26,09 Hz. Der damalige Stand der Technik und der hohe Anspruch in bezug auf Meßgenauigkeit führte zu einem hohen Zeitaufwand für die Präparation der Versuchsperson. Diese nahm üblicherweise 6 bis 8 Stunden in Anspruch. Die Messungen wurden in der Nacht durchgeführt. Der Meßaufbau war so konzipiert, daß der Proband eine ca. 10 m lange Wegstrecke durchschreiten konnte, ohne durch die Zuleitungsschnüre an der freien Bewegung gehindert zu sein.

Die Versuchsperson setzte sich ca. 5 m vor dem Koordinatenursprung in Bewegung. Es wurde der natürliche Gang mit normaler Geschwindigkeit angestrebt. Nach etwa fünf Einzelschritten erfolgte die Aktivierung der Geisslerschen Röhren und damit die Aufzeichnung der Gangspuren auf den lichtempfindlichen Platten. Etwa drei bis vier Einzelschritte wurden aufgezeichnet. Nach der Beendigung der Messung setzte der Proband seinen Gang noch einige Schritte fort.

Im Anschluß an die Messung mit dem Probanden fand ein Kalibrieren des Meßsystems statt. Hierzu ist eine zuvor angefertigte Koordinatentafel im Koordiatenursprung senkrecht zu einer der vier optischen Achsen der Apparate aufgestellt worden. Mit Hilfe einer hinter der Tafel entlang geführten Magnesiumlampe wurde die Platte des zugehörigen Apparates erneut belichtet. Die Gangspuren der Röhren und das Koordinatennetz überlagerten sich dabei. Die Kalibrierung ist für alle vier fotografischen Ebenen in der gleichen Weise durchgeführt worden.

2.2.2 Die Auswertung der Messungen von Braune und Fischer

Für die weitere Auswertung wurden von jeder Messung 31 aufeinanderfolgende Phasen, welche gleichmäßig um die Mitte der Koordinatentafel gruppiert waren, herausgegriffen. Die Zeitdifferenz zwischen zwei aufeinanderfolgende Phasen betrug 0,0383 Sekunden. Es wurde also insgesamt eine Zeitdauer von 1,19 s ausgewertet. Wie wir heute wissen, beträgt die übliche Doppelschrittdauer für das Gehen mit normaler Geschwindigkeit etwa eine Sekunde. Bei ihren Versuchen haben Braune und Fischer also etwas mehr als einen Doppelschritt vermessen.

Um Fehler zu vermeiden, nutzten sie zur Auswertung die Originalplatten. Hierzu ist eigens eine mikroskopische Einrichtung konstruiert worden, welche die Messung der Koordinaten der feinen Gangspuren mit einer Genauigkeit von 1 µm ermöglichte.

Insgesamt wurden eine Vielzahl von Bilderserien gewonnen. Für die weitere Diskussion wählten die Autoren drei Versuche aus. Zwei Versuche stammten von Serien eines unbelasteten Soldaten. Beim dritten Versuch war die Versuchsperson belastet mit Tornister, Patronentaschen und Gewehr. Die Untersuchungen am Gang waren also militärisch motiviert, wie häufig in der Wissenschaft.

In einem ersten Schritt erfolgte anhand der Gangspuren auf den vier fotografischen Platten die Ableitung der räumlichen rechtwinklichen Koordinaten der Enden der Geisslerschen Röhren, die vor der Messung in geeigneter Weise markiert wurden. Aus diesen Koordinaten wurde dann die Lage der Gelenkmittelpunkte von Schulter, Hüfte, Knie, Hand und erstes Fußgelenk bestimmt. Des weiteren sind die Positionen des Scheitelpunktes des Kopfes, des Schwerpunktes des Fußes und der Fußspitze bestimmt worden.

Bevor mit der Interpretation der von Braune und Fischer ermittelten Bahnkurven begonnen wird, macht es sich erforderlich, einige prinzipielle Bemerkungen zur ihrer Aussagefähigkeit anzuführen. Die Untersuchungen sind für damalige Verhältnisse mit einem erheblichen materiellen und zeitlichen Aufwand betrieben worden. Es wurden die neuesten Erkenntnisse der Fotografie und Elektrotechnik genutzt. Die Gewissenhaftigkeit bei der Vorbereitung, Durchführung und Auswertung der Messungen war vorbildlich. Insofern stellten diese Arbeiten alle vorangegangenen auf dem Gebiet der Ganganalyse weit in den Schatten. Bedenken bezüglich der Allgemeingültigkeit der Ergebnisse können sich jedoch daraus ergeben, daß pro Messung nur ein Doppelschritt ausgewertet und daß nur eine Versuchsperson vermessen wurde. Man kann allerdings annehmen, daß die Experimentatoren bei ihrem Hang zur Perfektion darauf achteten, daß sie nur solch einen Schritt für die Auswertung nutzten, der dem typischen Gangbild des Probanden entsprach und somit die Auswertung nur eines Doppelschrittes pro Messung keine wesentliche Einschränkung darstellt. Die Ganganalyse von nur einer Versuchsperson führt direkt zu dem auch heute noch diskutierten Problem des normalen Ganges. An dieser Stelle möchte ich hierzu nur die Meinung von Braune und Fischer zitieren /[2-10], S. 264-265/:

„Die Resultate werden nun zwar zunächst sich nur auf den Gang unseres Versuchsindividuums beziehen. Wenn auch jeder Mensch seine besondere, für ihn charakteristische Art zu gehen hat, die oft als Erkennungsmerkmal dient, so kann doch der verschiedene Charakter des Ganges zweier Menschen nur auf geringen quantitativen Unterschieden beruhen, welche in erster Linie durch etwas verschiedene Dimensionen der Knochen, etwas abweichende Gestaltung der Gelenkflächen und vor allen Dingen durch verschiedene Massenvertheilung im Körper bedingt sind. Die Folge und Art der gleichzeitigen Bewegung der einzelnen Körperabschnitte ist bei allen Menschen dieselbe.

So führt z.B. bei allen Individuen der Rumpf während des Gehens gewisse Schwankungen und Drehungen aus; dieselben sind wohl quantitativ verschieden, nicht aber qualitativ. Es giebt Menschen, welche ihre Schultern und Hüften sehr stark verdrehen, so daß man diese Bewegungen deutlich aus der Ferne wahrnehmen kann, und es giebt Menschen, welche Schultern und Hüften verhältnissmässig ruhig beim Gehen halten, so dass man ihre Verdrehung nur in der Nähe genau beobachten kann. Die Art der angedeuteten Schulter- und Hüftbewegungen ist aber bei diesen wie bei jenen ganz dieselbe. Schulterlinie und Hüftlinie drehen sich um eine vertikale Axe immer nach der Seite des vorschwingenden Armes oder Beines. . . .So dürften denn die Resultate, welche die Coordinatentabellen zu Tage fördern, nicht bloss individuelle Gültigkeit besitzen, sondern die typischen Gesetze erkennen lassen, nach welchen die Bewegung der Glieder beim Gange des Menschen stattfinden. Sie werden andererseits vermuthlich die Mittel an die Hand geben, die geringen Unterschiede welche jedem Gange sein charakteristisches Gepräge verleihen, quantitativ zu bestimmen.“

2.2.3 Die Ergebnisse der Arbeiten von Braune und Fischer

2.2.3.1 Die Bahnkurven /[2-10]/

Im Anhang 1 in Tabelle 14 und Tabelle 15 sind die Bahnkurven für verschiedene Körperpunkte der Versuchsperson aufgelistet (Versuch 1).

Der Proband ist in X-Richtung gelaufen. Die Y-Achse befindet sich quer zur Gangrichtung. Die Z-Achse verläuft in vertikaler Richtung. Die Bahnkurven sind zeitlich periodische Funktionen, wobei die Frequenz in horizontaler Richtung der Schrittfrequenz und in vertikaler Richtung der doppelten Schrittfrequenz entspricht. Abb. 2 und Abb. 3 zeigen solche typischen zeitlichen Verläufe. Der tiefste Punkt während einer Gangperiode wird beim Aufsetzen des Fußes bzw. kurz danach erreicht. Der Durchlauf des höchsten Punktes erfolgt in der Zeit in der das Bein über dem Boden schwingt. Die Nullinie in horizontaler Richtung wird in der Phase überstrichen, in der beide Beine auf dem Boden sind. Die horizontalen Extrema werden ungefähr dann erreicht, wenn der Fuß voll auf den Boden aufgesetzt ist. Dabei neigt sich der Körper auf die Seite des aufstützenden Beines.

Die kompletten grafischen Darstellungen des Zeitverhaltens von Schulter- und Hüftmittelpunkt, vom Scheitelpunkt des Kopfes, von rechtem Kniegelenk und rechtem Sprunggelenk sind im Anhang 1 (Abb. 118 bis Abb. 132) zusammengefaßt. Die Kurven für die Mittelpunkte wurden dabei aus den Meßwerten von rechter und linker Seite errechnet.

Die Abb. 4 bis Abb. 6 enthalten die Y-Z-Darstellungen von Schulter- und Hüftmittelpunkt und Kopfscheitelpunkt. Anhand der Abbildungen der Bahnkurven ist zu erkennen, daß die Versuchsperson asymmetrisch gelaufen ist. Beim Auftreten auf das linke Bein senkte sich die Hüftmitte tiefer ab als beim Auftreten des rechten. Eine geringfügige Beinverkürzung rechts könnte hierfür die Ursache sein.

Die Y-Z-Darstellungen von Hüfte, Schulter und Kopf ähneln – abgesehen von den vorhandenen Asymmetrien - dem typischen Verlauf der Bahnkurve eines Punktes der in Z-Richtung mit der doppelten Frequenz schwingt wie in Y-Richtung (Lissajoussche Figuren). Der Y-Z-Verlauf ausgewählter Körperpunkte wird verständlich, wenn man sich den Gang als Überlagerung von Abrollen über den Fuß (zweifache Doppelschrittfrequenz) und Lastwechsel zwischen linkem und rechtem Fuß (einfache Doppelschrittfrequenz) vorstellt.

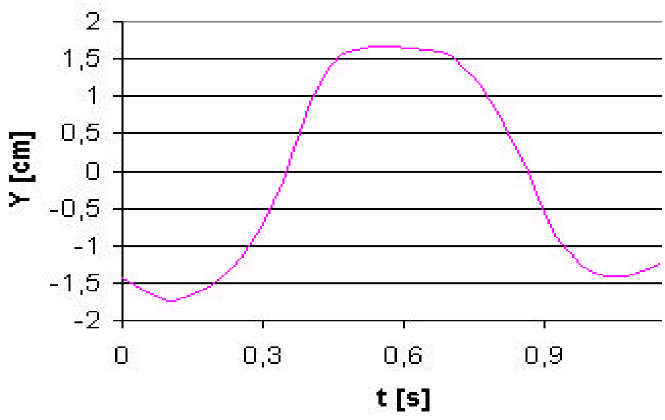


Abb. 2: Der zeitliche Verlauf der Y-Koordinate des Schultermittelpunktes

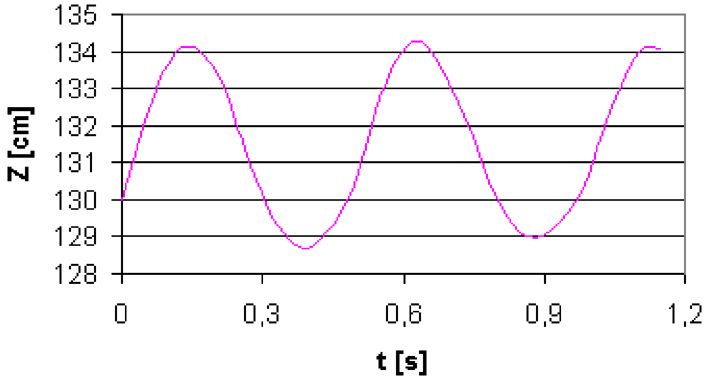


Abb. 3: Der zeitliche Verlauf der Z-Koordinate des Schultermittelpunktes

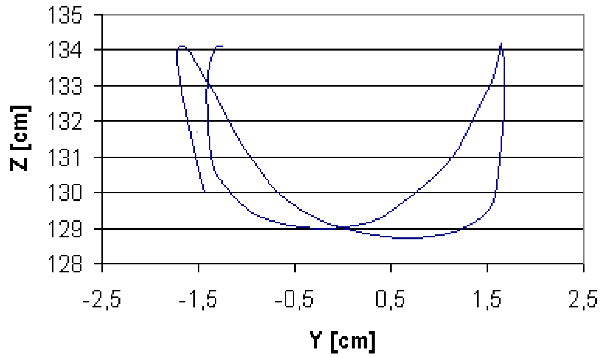


Abb. 4: Y-Z-Darstellung des Schultermittelpunktes

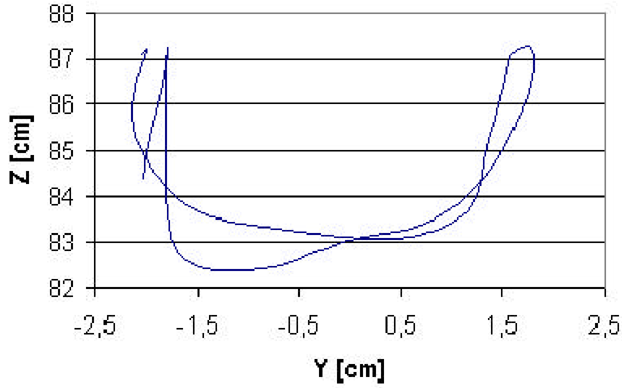


Abb. 5: Y-Z-Darstellung des Hüftmittelpunktes

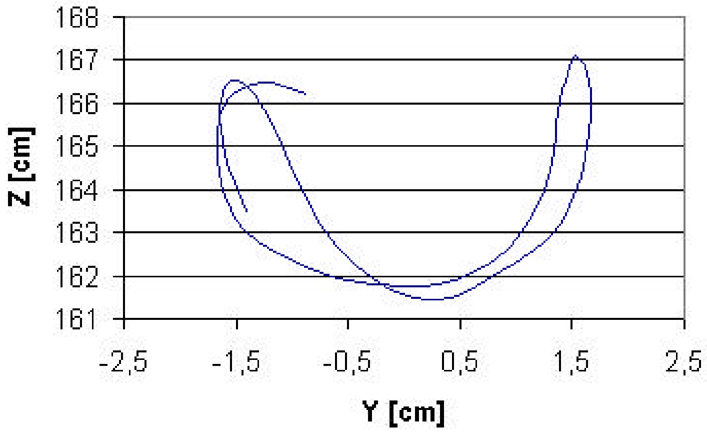


Abb. 6: Y-Z-Darstellung des Kopfscheitelpunktes

2.2.3.2 Die Koordinaten des Gesamtschwerpunktes /[2-11]/

Für die Bewegung des Schwerpunktes gilt folgender Grundsatz:

Der Schwerpunkt eines Körpers oder eines Systems von Körpern, auf dem beliebige innere und äußere Kräfte einwirken, bewegt sich stets so, als ob alle Massen in ihm vereinigt wären und alle äußeren Kräfte direkt an ihm selbst angreifen würden.

Die inneren Kräfte üben keinen Einfluß auf die Bewegung des Schwerpunktes aus, weil sie immer paarweise entgegengesetzt gleich sind. Aus der Bewegung des Schwerpunktes kann also auf die Einwirkung äußerer Kräfte geschlossen werden.

Die Bahn des Gesamtschwerpunktes der Versuchsperson wurde aus den Bahnen der Einzelschwerpunkte der Körpersegmente (je zwei Segmente für Fuß, Unter- und Oberschenkel, Unter- und Oberarm und je ein Segment für Rumpf und Kopf) berechnet.

Das Massenverhältnis der Körpersegmente ist aus Messungen an Leichenteilen bestimmt worden /[2-8], Tabelle 1/. Da die Massenverhältnisse individuell stark schwanken, wurde darauf geachtet, daß die Proportionen der untersuchten Leichen denen der Versuchsperson entsprachen.

Tabelle 1: Masseverhältnisse der verschiedenen Körpersegmente /**[2-8]**/

Kopf	**0,07053**
Rumpf	**0,427**
Oberschenkel	**0,1158**
Unterschenkel	**0,052675**
Fuß	**0,017875**
Oberarm	**0,03366**
Unterarm + Hand	**0,031225**
Gesamter Körper	**1**

Bezieht man die Koordinaten des Gesamtschwerpunktes auf ein Inertialsystem, welches sich mit der mittleren Ganggeschwindigkeit fortbewegt, dann erhält man die relativen Schwerpunktkoordinaten. Die Transformation der Schwerpunktkoordinaten des Ganges in das bewegte Koordinatensystem hat eine wesentliche mechanische Bedeutung. Nachdem sich der Proband einmal in Gangrichtung mit der mittleren Geschwindigkeit in Bewegung gesetzt hat, würde er ohne Einwirkung äußerer Kräfte diese Geschwindigkeit nach Betrag und Richtung beibehalten. Der Gesamtschwerpunkt bleibt also ohne äußere Kräfte im bewegten Koordinatensystem in Ruhe. Oder anders ausgedrückt, jede Änderung der Lage des Gesamtschwerpunktes im bewegten Koordinatensystem hat seine Ursache im Einwirken äußerer Kräfte.

In Tabelle 16 (Anhang 1) sind die relativen Koordinaten α, β und γ des Gesamtschwerpunktes zusammengefaßt. Die zeitlichen Verläufe sind in den Abb. 7 bis Abb. 9 dargestellt. Die seitliche Auslenkung des Körperschwerpunktes (β-Koordinate) hat seine Ursache im Lastwechsel zwischen linkem und rechtem Bein und hat daher eine Periode von der Größe der Doppelschrittdauer.

Die Schwankungen in Gangrichtung (α-Koordinate) und die Aufwärts- und Abwärtsschwankungen (γ-Koordinate) haben eine Periode der halben Doppelschrittdauer. Sie beruhen auf dem Abrollen über linkem und rechtem Fuß. Die Projektionen des Schwerpunktes in die verschiedenen Ebenen sind in den Abb. 10 bis Abb. 12 enthalten.

Man bekommt wieder Lissajoussche Figuren. Da α und γ die gleiche Frequenz aufweisen, erhält man in Abb. 11 näherungsweise ein Ellipse. Ebenso wie bei der Darstellung der Bahnkurven einzelner Körperpunkte, erkennt man in den Schwerpunktbahnen einen asymmetrischen Gang des Probanden.

Die Bahnkurve des Körperschwerpunktes in der vertikalen Ebene kommen denen des Kopfscheitelpunktes am nächsten (vergl. Abb. 125), während sie stärker von den Kurven der Hüftlinienmitte (Abb. 122) abweichen. Dies ist insofern von Bedeutung, weil auch heute noch vielfach die Bewegung des Hüftmittelpunktes mit der Bewegung des Gesamtschwerpunktes identifiziert wird. Der Körperschwerpunkt erreicht seinen niedrigsten Punkt immer dann, wenn beide Beine gleichzeitig den Boden berühren. Innerhalb dieses Zeitabschnittes wird auch die Nullinie der relativen Y-Koordinate durchlaufen. Die höchste vertikale Lage des Gesamtschwerpunktes wird etwa in der Mitte der Schwungphase angenommen. Die Extrema in der horizontalen Auslenkung ergeben sich im mittleren Teil der Standphase des entsprechenden Beines.

Kurz vor Beendigung der Schwungphase liegt der Gesamtschwerpunkt am weitesten hinter dem Ursprung des mitbewegten Koordinatensystems.

Ganz allgemein ergibt sich, daß der Gesamtschwerpunkt in dem mit der mittleren Ganggeschwindigkeit fortbewegten Raum in jeder Richtung kleinere Auslenkungen ausführt als irgendein Punkt des menschlichen Körpers.

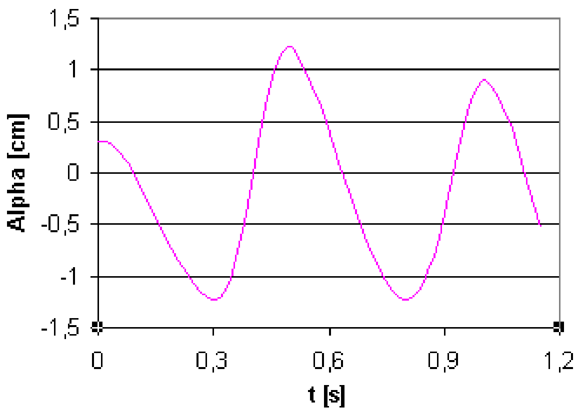


Abb. 7: Der zeitliche Verlauf der relativen Schwerpunktkoordinate α

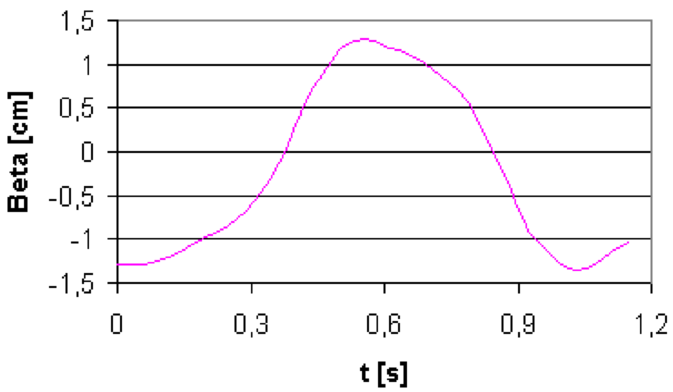


Abb. 8: Der zeitliche Verlauf der relativen Schwerpunktkoordinate β

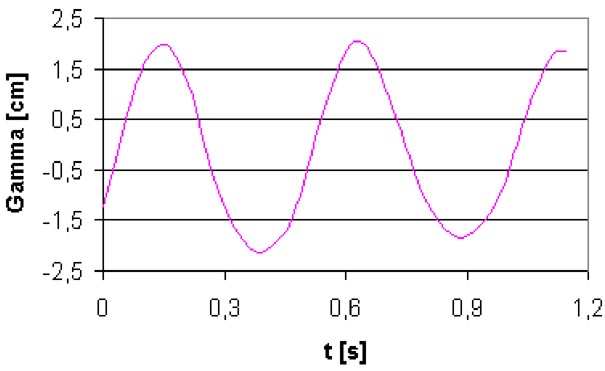


Abb. 9: Der zeitliche Verlauf der relativen Schwerpunkt-koordinate γ

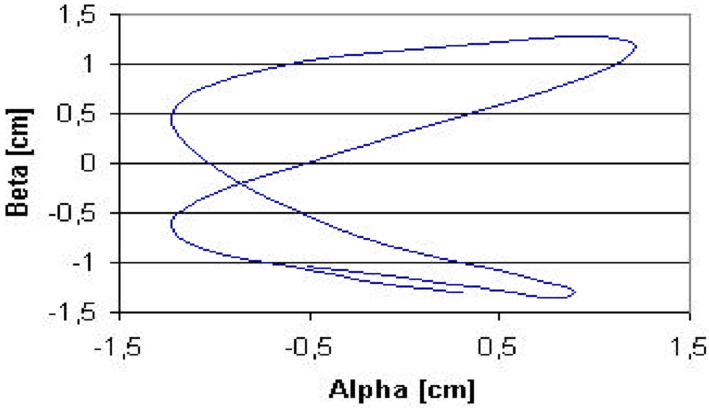


Abb. 10: Die Projektion der Bewegung des relativen Schwerpunktes in die Horizontalebene

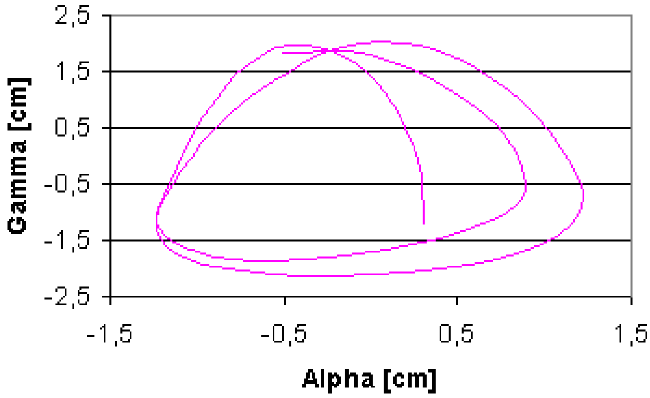


Abb. 11: Die Projektion des relativen COG in die Sagittalebene

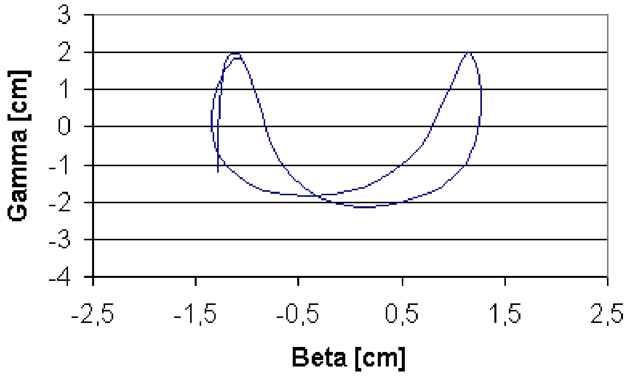


Abb. 12: Die Projektion des relativen COG in die Vertikalebene

2.2.3.3 Die äußeren Kräfte /[2-12]/

In ihrem Werk „Ueber den Schwerpunkt des menschlichen Körpers“ / [2-11]/ beschrieben Braune und Fischer die Wirkung der inneren und äußeren Kräfte beim Gehen.

Die selbständige Fortbewegung des Menschen geschieht unter der Einwirkung innerer und äußerer Kräfte. Als innere Kräfte, welche im Körper selbst erzeugt werden, kommen vor allem Muskelkräfte und elastische Zug- und Druckspannungen von Sehnen, Bändern und Gelenkknorpeln in Frage. Als äußere Kräfte wirken die Erdanziehungskraft, die Gegenkraft des Bodens, die Reibung am Boden und der Luftwiderstand. Bei den beim Gehen üblichen Geschwindigkeiten und in geschlossenen Räumen ist der Luftwiderstand vernachlässigbar. Beim ruhigen Stehen wirkt nur das Gewicht des Menschen und die gleich große Gegenkraft des Bodens. Der Körperschwerpunkt bleibt in Ruhe. Durch Streckung oder Beugung in den Knie- und Hüftgelenken beispielsweise kann der Druck auf den Boden erhöht oder gesenkt werden. Gewicht und Gegenkraft sind nicht mehr gleich und die Lage des Körperschwerpunktes verschiebt sich in vertikaler Richtung.

Enthält der Druck gegen den Boden auch eine horizontale Komponente, dann werden bei fehlender Reibung die Füße entlang der Bodenfläche verschoben. Der Schwerpunkt behält jedoch seine vertikale Lage solange bei, bis der Schwerpunkt außerhalb der Unterstützungsfläche der Füße gelangt. Die Gegenkraft des Bodens ist dann kleiner als das Gewicht. Die vertikale Schwerpunktslage wird solange in Richtung Boden verschoben, bis wieder ein Gleichgewicht zwischen Gewicht und Gegenkraft eintritt.

Wenn die Kontraktion der Muskeln eine Kraftkomponente parallel zur Bodenfläche ausübt, dann wird dieser Kraft durch die Reibung entgegengewirkt. Die Reibung verhält sich wie eine äußere Kraft welche in entgegengesetzte Richtung zu der auf den Boden wirkenden Kraft angreift. Diese Gegenkraft ermöglicht also erst die Bewegung des Körperschwerpunktes parallel zur Bodenfläche. Sie wird Reibungskraft genannt.

Sind die Bewegungskurven des Körperschwerpunktes bekannt, dann lassen sich aus diesen mittels zeitlicher Differentiation die Geschwindigkeitskurven und daraus durch weitere Differentiation die Beschleunigungskurven berechnen.

Die Abb. 13 bis Abb. 15 enthalten die zeitlichen Verläufe der Beschleunigungskoordinaten des Gesamtschwerpunktes. Aus den Beschleunigungswerten lassen sich durch Multiplikation mit der Masse des Probanden die Werte der Bodenreaktionskräfte berechnen, wobei in vertikaler Richtung noch das Körpergewicht addiert werden muß. In Abb. 16 ist die von Braune und Fischer errechnete Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft dargestellt. Zum Vergleich ist eine exakt mit Kraftmeßplattform gemessene Kurve /[3-4]/ ebenfalls eingezeichnet. Die gemessenen Kraftwerte wurden aus den Einzelwerten von linkem und rechtem Bein durch Summation bestimmt. Um die gemessenen und errechneten Werte vergleichbar zu gestalten, wurde als Zeitbasis eine vollständige Gangperiode gewählt. Diese Periode ist die Doppelschrittdauer (DSD, vergl. Abschnitt 3.2.1). Die Vertikalkraft ist auf % Körpergewicht normiert. Wenn man berücksichtigt, daß eine zweimalige Differentiation zur Berechnung der Beschleunigung bzw. der Kraft aus den Ortskoordinaten stark fehlerbehaftet ist, dann ist die qualitative Übereinstimmung des Verlaufes beeindruckend.

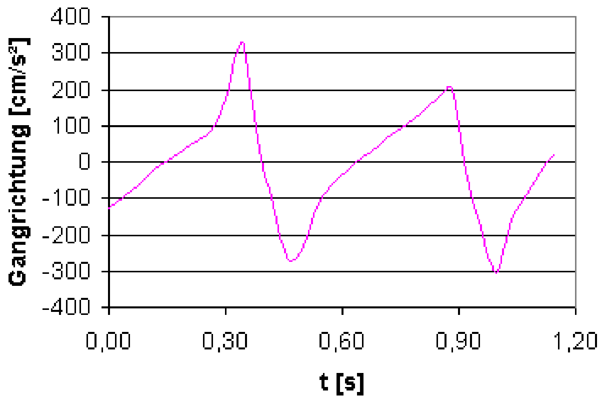


Abb. 13: Der zeitliche Verlauf der Beschleunigung (cm/s²) des COG in Gangrichtung

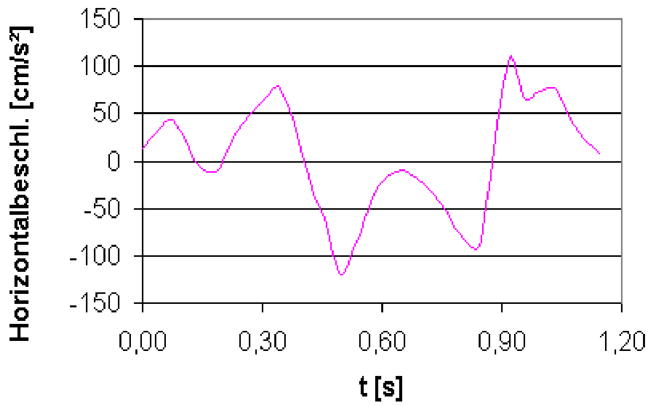


Abb. 14: Der zeitliche Verlauf der Beschleunigung (cm/s²) des COG in seitlicher Richtung

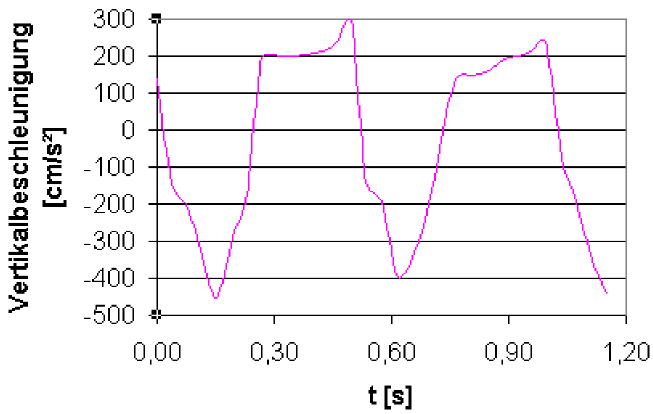


Abb. 15: Der zeitliche Verlauf der Beschleunigung (cm/s²) des COG in vertikaler Richtung

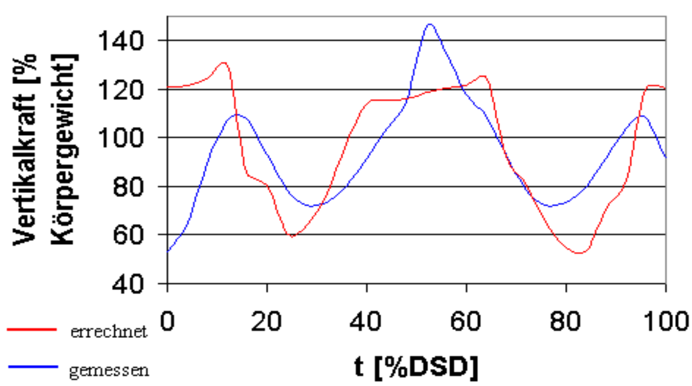


Abb. 16: Der zeitliche Verlauf der Vertikalkraft im Vergleich, indirekt errechnet /[2-12]/ und mit Kraftmeßplatte exakt gemessen /[3-4]/

Aus den errechneten Bodenreaktionskräften von Braune und Fischer läßt sich bei Kenntnis von Stand- und Schwungphase der beiden Beine /[2-10]/ getrennt die Kraftwirkung von linkem und rechtem Bein errechnen. Die Phase, in der beide Beine den Boden berühren (ca. 20 % DSD), konnte dabei nur geschätzt werden. In Abb. 17 ist der Vergleich von gemessenen und errechneten Werten getrennt für linkes und rechtes Bein dargestellt. Qualitativ ist eine gute Übereinstimmung festzustellen.

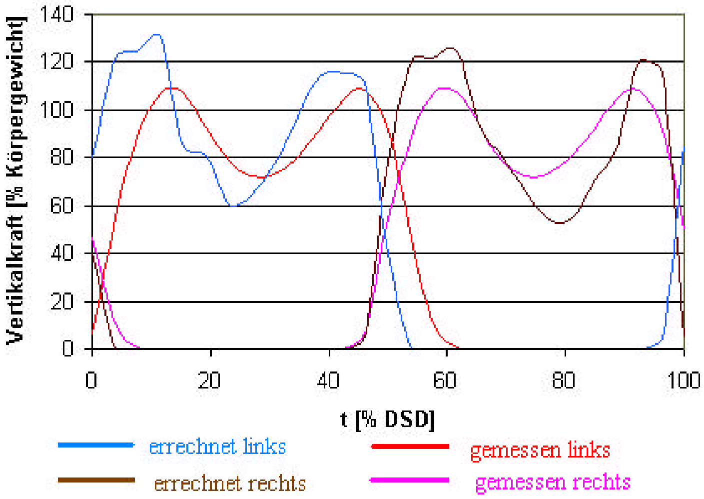


Abb. 17: Der zeitliche Verlauf der Vertikalkraft, getrennt für linkes und rechtes Bein im Vergleich, indirekt errechnet /[2-12]/ und mit Kraftmeßplatte exakt gemessen /**[3-4]**/

2.3 Ganganalyse in der jüngeren Vergangenheit

In den Jahrzehnten, die den Arbeiten von Braune und Fischer folgten, stagnierten zunächst die wissenschaftlichen Erkenntnisse zur Bewegung des Menschen. Erst mit der Entwicklung eines neuen Forschungszweiges der Ganganalyse wurde diese Periode beendet. Dieser Zweig beschäftigte sich mit der Rolle der einzelnen Muskeln während der Bewegung.

Vorreiter auf diesem Gebiet der Forschung war R. Scherb (1880-1955) aus Zürich. Er konstruierte ein Laufband, so daß die Probanden kontinuierlich gingen, ohne sich vom Ort zu bewegen. Dadurch war es Scherb möglich, das Muskelspiel während des Ganges vor Ort zu studieren. Die Muskelaktivität registrierte er mittels Palpation (Abtastung) des Muskels selbst oder der Anspannung seiner Sehne. Die Grundidee der Untersuchung beruht darauf, daß die Nutzleistung des Muskels am besten durch die vom Muskel entwickelte Spannung und der Zeit, während welcher diese Spannung wirksam ist, bewertet werden kann. Die Untersuchungsmethode ist unter der Bezeichnung Myokinesigraphie bekannt geworden. Das Verfahren der Myokinesigraphie stellte hohe Anforderungen an die Aufmerksamkeit, das Tastgefühl und die Erfahrung des Untersuchers. Das Ergebnis der Palpation brachte er in zeitlichen Zusammenhang mit der Aufzeichnung von Bodenkontakten von Ferse, Klein- und Großzehenballen /[2-14]/. Die Messungen mit Bodenkontakten an ausgewählten Fußbereichen waren die Vorläufer der heutigen Messungen mittels Druckmeßsohlen.

Weiterhin erfuhr die Ganganalyse mit der Entwicklung und Vervollkommnung von Druck- und Kraftmeßplattformen einen zusätzlichen Aufschwung. Meßplattformen wurden u.a. von Amar (1923), Fenn (1930) und Elftman (1934) konstruiert /[2-15]/. Die Platten arbeiteten zunächst mit mechanischer Registrierung, später mit Dehnmeßstreifen, druckabhängigen Widerständen bzw. Kondensatoren oder piezoelektrischen Sensoren. Eine der ersten Druckverteilungsmeßplattformen wird in /[2-16]/ beschrieben. Die Plattform funktionierte nach dem optischen Prinzip (Abb. 18).

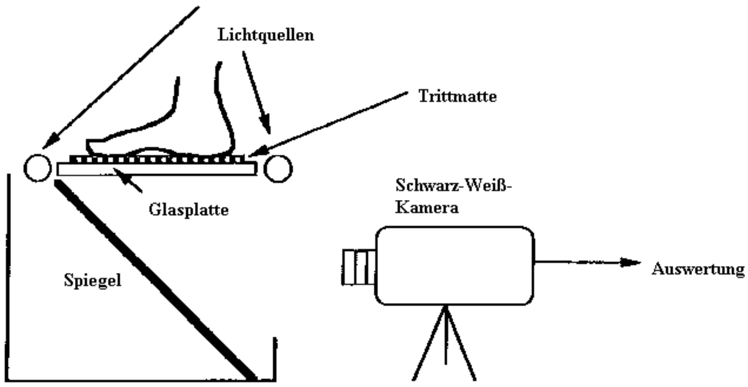


Abb. 18: Das Meßprinzip einer Druckverteilungsmeßplattform von **Morton /[2-16]**/

In den vierziger Jahren unseres Jahrhunderts begannen in Kalifornien großangelegte Studien über den normalen Gang und den Gang mit Beinprothesen. Motiviert waren diese Studien durch die große Anzahl von Beinamputierten als Folge des zweiten Weltkrieges. Eberhardt, Inman, Saunders und McCown faßten 1947 die umfangreichen Ergebnisse in einem zweibändigen Bericht zusammen /[2-17]/. Alle zur damaligen Zeit verfügbaren technischen Hilfsmittel wurden für diese Untersuchungen eingesetzt. Weitere grundlegende Publikationen zum normalen Gang folgten /[2-18], [2-19], [2-20]/.

Zusammen mit den Daten von Chao /[2-21]/ gelten die Ergebnisse von Inman /[2-19]/ noch heute als Referenzwerte zur Ganganalyse (s. Abschnitt 3).

3 Beschreibung des Ganges

3.1 Das Gangbild

Es ist eine Erkenntnis des Alltages, daß der menschliche Gang stark individuell geprägt ist. Er ist z.B. abhängig vom Geschlecht, vom Alter und von persönlichen Lebensbedingungen. Ebenso beeinflußt die seelische Verfassung eines Menschen seinen Gang. Solche Redewendungen wie „*er schleicht wie ein geprügelter Hund*“ oder „*er geht mit stolzgeschwellter Brust*“ bringen dies plastisch zum Ausdruck.

Horvath /[3-1]/ hat in der deutschen Sprache zum Begriff Gangbild 71 gebräuchliche Wörter festgestellt (Anhang 2, Tabelle 17), die allgemein erkennbare, abgestufte Gangbildzuordnungen ermöglichen. Die Wörter teilte er in die drei Kategorien Gangkinematik, Gangpantomimik und Gangpathologie ein. Obwohl die Tabelle vermutlich nicht vollständig ist, dokumentiert sie doch eindrucksvoll die inter- und intraindividuelle Gangvarianz. Der Begriff „*normaler Gang*“ ist daher auf dem Gebiet der Ganganalyse stark umstritten.

Wie Gangstudien an gesunden Menschen verschiedener Altersstufen zeigten, gibt es dennoch Gemeinsamkeiten, welche das Gangbild als normal ausweisen (siehe auch Zitat von Braune und Fischer auf Seite 13 /[2-10]/). Für dieses Gangbild wird in dieser Arbeit in Abgrenzung zum pathologischen Gang die Bezeichnung „*unauffälliger Gang“* verwendet.

3.2 Der unauffällige Gang

Inman /[2-19]/ verglich den menschlichen Gang mit der Bewegung eines schwach ovalen Rades, welches leicht schlingert und dessen Achse im Hüftgelenk liegt. Sowohl in vertikaler als auch in seitlicher Richtung vollführt der Körperschwerpunkt näherungsweise sinusförmige Schwingungen (s. Abb. 19).

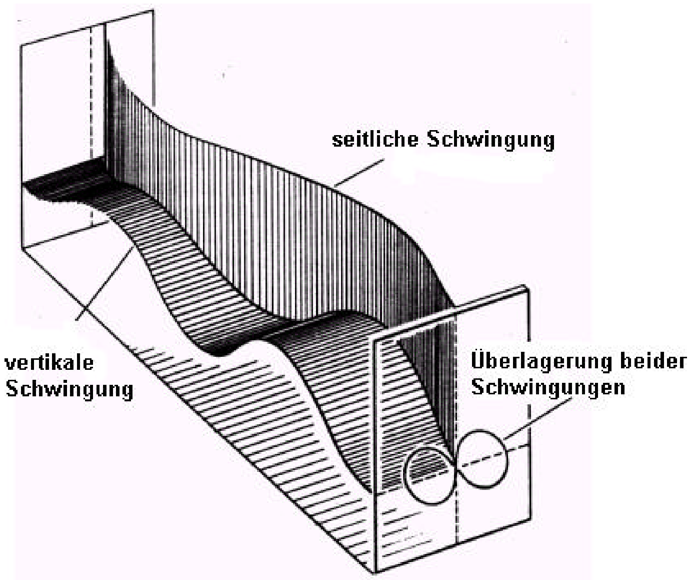


Abb. 19: Die Bahn des Körperschwerpunktes (COG) /[2-19]/

Er definierte folgende sechs Determinanten für den normalen Gang /[2-19]/:

1. Beckenrotation um die vertikale Achse
2. Seitneigung des Beckens
3. Hüft- und Kniegelenksbeugung während der Standphase
4. aktives Fußgelenk
5. Zusammenspiel der Kniegelenksbeugung mit der Rotation von Unter- und Oberschenkel während der Standphase

6. Seitliche Verlagerung des Beckens

Die Wirkung der einzelnen Grundelemente beschrieb er anschaulich an Hand von einfachen Modellen.

Die Beckenrotation führt zur Verringerung der vertikalen Auslenkung des Körperschwerpunktes, ebenso das wechselseitige Heben und Senken des Beckens während des Gehens. Die Kniebeugung kurz nach dem Auftreten dämpft den Aufprall und verringert ebenfalls die Schwerpunktsauslenkung. Das Vorhandensein eines Fußes mit Gelenk und die aktive Arbeitsweise des Sprunggelenkes führt zur weiteren Glättung der Schwerpunktbahn.

Inman ging davon aus, daß die Glättung der Bahn des Körperschwerpunktes vorwiegend der Energieoptimierung des Ganges dient. Es ist jedoch anzunehmen, daß die Evolution des menschlichen Ganges neben der Energieoptimierung weitere Entwicklungsrichtungen besaß. Eine weicher Schwerpunktverlauf schützt z.B. die Gelenke vor harten Stößen /[3-6], [3-8]/.

Der Mensch mit seiner zweibeinigen und aufrechten Fortbewegung hat eine geringe Standfläche und ein hohe Lage des Körperschwerpunktes. Die geringen Schwankungen der Schwerpunktlage helfen ihm das dynamische Gleichgewicht beim Gehen beizubehalten.

3.2.1 Die Gangphasen

Ein vollständiger Gangzyklus erstreckt sich von einem bis zum nächsten Auftritt desselben Fußes. Er wird als Doppelschritt bezeichnet. Man teilt den Gangzyklus in die Stand- und die Schwungphase. Die Standphase ist die Phase in der das Bein Bodenkontakt hat. Demzufolge ist die Schwungphase der Teil des Ganges, bei dem das Bein in der Luft schwingt.

Die Zeitdauer in der beide Beine am Boden sind heißt Zweibeinstand. Das Gehen unterscheidet sich vom Laufen dadurch, daß die Standphase größer als die Schwungphase ist.

Es hat sich als sinnvoll erwiesen, die Stand- und die Schwungphase in weitere Phasen zu unterteilen (/[3-2], [3-3] /). Die Dauer der einzelnen Phasen wird in Prozent Doppelschrittdauer (% DSD) angegeben. Man unterscheidet fünf Phasen innerhalb der Standphase und drei während der Schwungphase. Die nachfolgende Beschreibung der einzelnen Gangzyklen erfolgt zum Teil unter Berücksichtigung der Ergebnisse eigener Untersuchungen. Dies betrifft insbesondere die Lage der Extrema der Gelenkwinkel.

Zum besseren Verständnis der sich anschließenden Erläuterungen sind in Abb. 20 die wesentlichen Bewegungsrichtungen der Gelenke der unteren Extremitäten dargestellt.

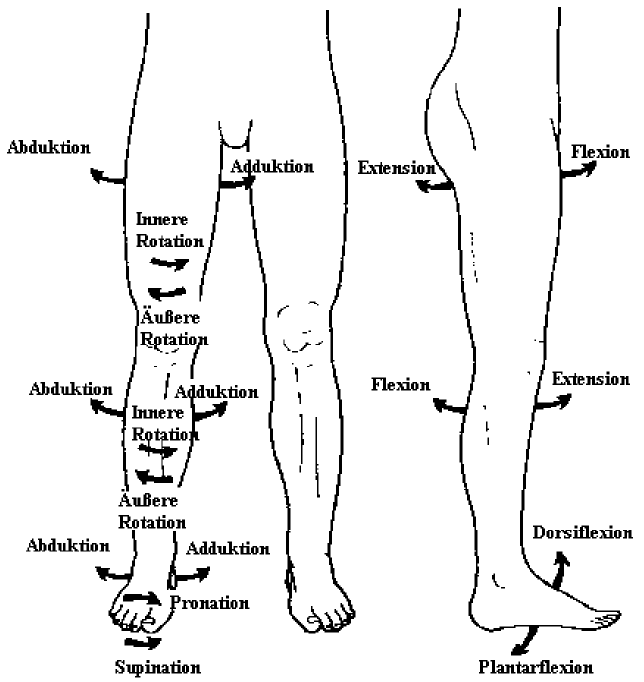


Abb. 20: Definition der Bewegungsrichtungen an den Gelenken der unteren Extremitäten

3.2.1.1 Der Initialkontakt

Der Gangzyklus beginnt mit dem Initialkontakt (IC- Initial Contact, 0 % DSD). Dies ist der Moment in dem das bisher schwingende Bein den Boden berührt. Üblicherweise beginnt der erste Kontakt mit der Ferse. Daher wird dieser Zeitpunkt manchmal auch Fersenkontakt genannt. Um die Definition der Gangphasen jedoch auch für den pathologischen Gang anwendbar zu gestalten, sollte dieser Begriff vermieden werden.

Zum Zeitpunkt des Initialkontaktes befindet sich das Sprunggelenk in Neutralposition. Die Zehen sind gestreckt. Die Dorsal-Flexoren verhindern das „Aufklatschen des Fußes“. Das Knie ist gestreckt. Die Kniebeuger und Kniestrecker stabilisieren das Knie beim Auftritt.

Die Hüfte ist noch gebeugt, aber bereits in der Streckphase. Sie befindet sich in Vorwärtsrotation. Bezüglich der Abduktion bzw. Adduktion ist sie in Neutralstellung. Die Arbeit der Hüftstrecker bremst die Schwungphase ab.

3.2.1.2 Die Belastungsantwort

Dem Initialkontakt folgt die Belastungsantwort (LR - Loading Response, 0 % DSD bis ca. 10 % DSD). In dieser Phase übernimmt das auftretende Bein das Körpergewicht vom kontralateralen Bein. Man befindet sich im ersten Teil des aus zwei Abschnitten bestehenden Zweibeinstandes. Um Bodenkontakt zu gewinnen, wird das Sprunggelenk plantarflektiert. Die aktiven Dorsal-Flexoren verhindern weiterhin ein unkontrolliertes Absenken des Fußes. Die Zehen senken sich in Nullstellung. Zur Stoßdämpfung wird das Knie leicht gebeugt. Die Beugung erfolgt jedoch passiv, das heißt die Knie-Flexoren sind nicht tätig. Das Wirken der Kniestrecker verhindert ein Einknicken im Knie. Kniebeugung und Plantarflexion des Sprunggelenkes dienen der Dämpfung der vertikalen Schwingung des Körperschwerpunktes. Die Vorwärtsrotation des Beckens wird beendet. Die aktiven Hüftabduktoren verhindern eine Beckenkippung. In der Phase der Belastungsantwort , kurz vor dem Abstoß des kontralateralen Beines, befindet sich der Oberschenkel nahezu senkrecht zur Bodenfläche. Durch leichte Oberkörperneigung in Gangrichtung wird der Körperschwerpunkt nach vorn verlagert.

3.2.1.3 Der Mittelstand

Die dritte Gangphase ist der Mittelstand (MST - Midstance, ca. 10 % DSD bis ca. 30 % DSD). Das Standbein hat das Körpergewicht vollständig übernommen. Das Sprunggelenk erreicht in dieser Phase Neutralstellung. Der Fuß stellt einen großflächigen Kontakt zum Boden her. Gegen Ende dieser Phase aktivieren sich die Plantarflexoren des Fußes. Damit wird das Abheben der Ferse vorbereitet. Das Knie ist vollständig gestreckt und die Hüfte erreicht ebenfalls Maximalstreckung. Die Hüftabduktoren sind weiterhin tätig. Die vertikale und laterale Schwingung des Körperschwerpunktes erreichen im Mittelstand ihr Maximum.

3.2.1.4 Der Terminalstand

Die vorletzte Phase innerhalb der Standphase ist der Terminalstand (TST - Terminal Stance, ca. 30 % DSD bis ca. 50 % DSD). Der Beginn dieser Phase ist dadurch definiert, daß sich der Körper relativ zum Fuß des Standbeines vorwärts bewegt. Es wirken weiterhin die Plantarflexoren und das Fußgelenk geht von der Neutralstellung in die Plantarflexion über. Das hat zur Folge, daß sich die Ferse vom Boden abhebt. Knie und Hüfte bleiben gestreckt. Die Hüftadduktoren beginnen ihre Arbeit.

3.2.1.5 Die Prä-Schwungphase

Die Prä-Schwungphase (PSW - Preswing, ca. 50 % DSD bis ca. 60 % DSD) bereitet die Schwungphase des Beines vor. Der Beginn der Phase wird durch das Aufsetzen des kontralateralen Beines definiert. Der zweite Teil des Zweibeinstandes beginnt. Das Sprunggelenk wird immer stärker plantarflektiert, ohne jedoch in dieser Phase das Maximum der Plantarflexion zu erreichen. Es fangen die Dorsal-Flexoren des Fußes an tätig zu werden. Das Knie beginnt sich zu beugen.

Die Hüftadduktoren und die Hüftbeuger sind aktiv. Kurz vor Beginn der Schwungphase erfolgt die Beugung des Hüftgelenkes.

Der Zeitpunkt des Abstoßes wird manchmal als Zehenabstoß (TO-Toe off) bezeichnet. Man sollte sich aber bei Verwendung des Begriffes bewußt sein, daß beim pathologischen Gang der Abstoß nicht zwangsläufig mit den Zehen erfolgt.

3.2.1.6 Die Frühe Schwungphase

Der erste Teil der Schwungphase ist die Frühe Schwungphase (IS - Initial Swing, ca. 60 % DSD bis ca. 73 % DSD). In diesem Gangzyklus wird das schwingende Bein beschleunigt, um einen ausreichenden Abstand vom Boden zu erhalten. Für den unauffälligen Gang auf ebenen Untergrund wird ein Bodenabstand von ungefähr 2 mm angegeben /[3-4]/, was das hohe Maß der Feinkoordination beim menschlichen Gang verdeutlicht.

Zu Beginn der Frühen Schwungphase erreicht das Sprunggelenk sein Maximum in der Plantarflexion. Die bereits am Ende der Prä-Schwungphase aktivierten Dorsal-Flexoren sorgen für die Dorsal-Flexion des Fußes. Die aktiven Hüftbeuger und die Adduktoren transportieren das schwingende Bein nach vorn und stabilisieren seine Stellung. Die Hüfte wird dadurch weiter gebeugt. Ebenso erfolgt eine passive Beugung des Knies. Der Zeitpunkt des Kniebeugemaximums definiert das Ende dieser Schwungphase.

3.2.1.7 Die Mittlere Schwungphase

Die zweite Phase des Schwunges ist die Mittlere Schwungphase (MSW - Midswing, ca. 73 % DSD bis ca. 87 % DSD). Es wird die Beschleunigung des schwingenden Beines fortgesetzt. Das Sprunggelenk erreicht sein Maximum in der Dorsal-Flexion und dreht sich wieder in Richtung Normalstellung. Die Dorsal-Flexoren bleiben aktiv. Es findet eine passive Knieextension statt. Die Hüft-Flexoren beenden zu Beginn der Mittleren Schwungphase ihre Arbeit. Die Beugung wird passiv fortgesetzt und erreicht in dieser Phase ihr Maximum.

3.2.1.8 Die Terminale Schwungphase

Mit der Terminalen Schwungphase (TSW - Terminal Swing, ca. 87 % DSD bis 100 % DSD) wird der vollständige Gangzyklus abgeschlossen und der Beginn der Standphase vorbereitet. Das Sprunggelenk erreicht Normalstellung. Die Kontraktion der Dorsal-Flexoren fixiert den Fuß in Normalstellung. Es wirken die Knie-Flexoren und Knie-Extensoren und sorgen in Wechselwirkung miteinander für maximale Streckung und Stabilisierung des Knies. Die Hüft-Extensoren bremsen den Vorschwung und beginnen mit der Streckung des Hüftgelenkes.

3.2.1.9 Die Arm- und Kopfbewegungen beim Gehen

Neben den Beinbewegungen sind die Armbewegungen beim unauffälligen Gang das optisch ausgeprägteste Merkmal. Mit Beginn der Schwungphase eines Beines schwingt der kontralaterale Arm annähernd parallel zu diesem. Schulter- und Ellenbogengelenk sind zu Beginn der Schwungphase gestreckt und am Ende gebeugt. Der Arm wird während der Schwungphase am Körper vorbei geführt. Die Rückführung erfolgt während der Standphase des kontralateralen Beines. Das Ausmaß der Armbewegung und der Beugung hängen stark von der Ganggeschwindigkeit ab. Es wird angenommen, daß die Armschwingung dafür sorgt, die Drehbewegung des Oberkörpers so klein wie möglich zu halten /[3-5]/. Diese Annahme stützt sich auf folgende Beobachtung:

Werden die Arme bei gleichbleibender Schrittfrequenz auf dem Brustkorb verschränkt, beginnt der Brustkorb während des Gehens zu rotieren. Da sich Rotationsbewegungen des Brustkorbes auch auf den Halsbereich auswirken, behindern diese die Drehbewegung des Kopfes beim Gehen und damit die Wahrnehmung von Sinneseindrücken.

Die Bewegung des Kopfscheitelpunktes in vertikaler und horizontaler Richtung ist mit bloßem Auge kaum wahrnehmbar. Wie Braune und Fischer in ihren Versuchen zeigten (vergl. Abschn. 2.2.3.2: /[2-11]/) kommen die Bahnkurven des Kopfscheitelpunktes denen des Gesamtschwerpunktes nahe. Es kann angenommen werden, daß die Evolution des menschlichen Ganges auch die ungestörte Sinneswahrnehmung beim Gehen zum Ziel hatte.

3.2.2 Energetische Betrachtung des Ganges

Das unauffällige Gehen ist ein sehr energieökonomischer Vorgang. Dies erklärt sich einerseits daraus, daß das Wechselspiel der Gelenke und Muskeln dafür sorgt, daß der COG in vertikaler Richtung relativ gering ausgelenkt wird . Andererseits besteht ein andauerndes Wechselspiel zwischen potentieller und kinetischer Energie (/[3-6]/). Beim Gang wird - vergleichbar mit einer Achterbahn - kinetische Energie in potentielle umgewandelt und umgekehrt. Es müssen nur die Verluste infolge der Reibung am Boden und des Luftwiderstandes ausgeglichen werden.

Störungen am Bewegungsapparat führen meist zu einen höherem Energiebedarf für den Gang. Ein Oberschenkelamputierter mit Prothese muß z.B. etwa die doppelte Energie aufbringen wie eine Person mit zwei gesunden Beinen /[6-6]/.

Bei der Ganganalyse ist es sinnvoll, den Energieverbrauch entweder pro Zeiteinheit E_t oder pro Weglänge E_w anzugeben /[3-9]/.

Der Energieverbrauch E_t ist proportional dem Quadrat der Ganggeschwindigkeit v:

$$\mathbf{E_t = a + b * v^2}. \qquad \text{Gleichung 1}$$

Die Größen a und b sind personenabhängige Konstanten, die sich naturgemäß im Verlauf der Entwicklungsphasen des Menschen ändern. Der Energieverbrauch pro Wegstrecke E_w ergibt sich aus:

$$\mathbf{E_w} = \frac{Et}{v} = \frac{a}{v} + \mathbf{b * v} \qquad \text{Gleichung 2}$$

Der Energieverbrauch E_w ist eine Funktion der Geschwindigkeit. Um die Geschwindigkeit mit minimalen Energieverbrauch zu erhalten, ist die Gleichung 2 bezüglich v zu differenzieren und der Differentialquotient Null zu setzen. Wir erhalten die optimale Geschwindigkeit bezüglich des Energieverbrauchs v_{opt}:

$$\mathbf{v_{opt}} = \sqrt{\frac{a}{b}} \qquad \text{Gleichung 3}$$

Die optimale Ganggeschwindigkeit $\mathbf{v_{opt}}$ ist nur noch eine Funktion der personenabhängigen Konstanten. Wenn einer Person nicht durch äußere Umstände eine Geschwindigkeit aufgezwungen wird (z.B. der schnelle Gang zum Bus oder der gemächliche Schaufensterbummel des Ehemanns mit seiner Gattin), geht diese mit einer ihr als angenehm empfundenen Geschwindigkeit. Diese frei gewählte Geschwindigkeit wird als komfortable Geschwindigkeit v_{komf} bezeichnet. Diese Geschwindigkeit darf als sehr persönliches Merkmal des Gehverhaltens gewertet werden /[3-5]/. Es ist sehr schwierig, dieses individuelle Gangtempo grundlegend zu ändern.

Inman /[2-19]/ bezeichnetet dies als Beispiel für eine grundlegende Eigenschaft des menschlichen Bewegungsverhaltens: Bei freier Wahl des Tempos der Aktivität, wird dieses so gewählt, daß der Energieverbrauch minimal ist. Im Falle des Gehens stellt man Schrittlänge und Schrittfrequenz so ein, daß jeder Meter so energieoptimal wie möglich zurückgelegt wird.

3.3 Der pathologische Gang

Das Gangbild ist das Ergebnis eines komplexen Zusammenwirkens zwischen zentralem und peripherem Nervensystem sowie dem Stütz- und Bewegungsapparat. Pathologische Änderungen am Bewegungssystem erzeugen häufig ein abnormales Gangbild oder einen gestörten Krafteinsatz, wodurch eine deutliche Unterscheidung vom unauffälligen Gang möglich ist. Einige dieser Besonderheiten lassen sich visuell durch den erfahrenen Beobachter erkennen, andere können nur mit geeigneten Geräten gemessen werden.

Folgende kurze und sicher unvollständige Übersicht der möglichen Ursachen von Gangstörungen soll die große Vielfalt verschiedener Gangstörungen vor Augen führen /[3-10]/:

1. Beinlängendifferenzen
2. Fußerkrankungen und Fußdeformitäten

2.1. Störungen des statischen und dynamischen Gleichgewichtes des Auftrittes durch Fußdeformitäten

- Spitzfußgang
- Hakenfußgang
- Klumpfußgang
- Knickplattfußgang
- Hohlfußgang
- Spreizfuß und sonstige Vorfußschäden und Zehendeformitäten

2.2. Versteifungen und schmerzhafte Kontrakturen der Fuß- und Zehengelenke

- Ankylosen und schmerzhafte Kontrakturen der sublateralen Fußwurzelgelenke
- Versteifungen des oberen Sprunggelenkes mit und ohne Fehlstellung des Fußes

2.3. Teilamputationen bis zur vollständigen Exartikulation des Fußes im oberen Sprunggelenk

3. Kniegelenkschäden

3.1. Versteifungen

3.2. schmerzhafte Bewegungskontrakturen

3.3. Valgus- und Varusdeformitäten bei erhaltener Beweglichkeit

3.4. Deformitäten und Bewegungsstörungen bei statischen Arthrosen

3.5. paralytische und neuromuskuläre Knieschäden

3.6. Schlotterknie und ligamentäre Instabilität

3.7. Unterschenkelamputaionen bis zur Exartikulation im Kniegelenk

4. Hüftschäden

4.1. Ankulosen und Versteifungen

4.2. Ossäre und fibröse Kontrakturen

4.3. Lähmungshüfte und neuromuskuläre Insuffizienz

4.4. Luxationshüfte

4.5. Kombinationsdeformitäten

4.6. Amputationen bis zur Exartikulation der Hüfte

5. Gangstörungen bei Systemerkrankungen des Skelettes

6. Neuromuskoläre Systemerkrankungen

6.1. Muskelschäden und Defekte

6.2. multiple Lähmungen

Um Gehen zu können, muß das Bewegungssystem in der Lage sein, folgende vier Aufgaben zu bewältigen /[3-11]/:

1. Jedes Bein muß in der Lage sein, das gesamte Körpergewicht übernehmen zu können.
2. Die Balance muß auch während des Einbeinstandes beibehalten werden.
3. Das schwingende Bein muß so eine Position erreichen, daß es die stützende Rolle übernehmen kann.
4. Um die notwendigen Bewegungen der Gliedmaßen durchführen zu können und den Körper nach vorwärts zu bringen, muß ausreichend Kraft vorhanden sein.

Im Normalfall werden alle diese Anforderungen ohne besondere Probleme und Kraftaufwand erfüllt. Bei einem gestörten Bewegungssystem findet eine Anpassung an die Behinderung statt. Dem Patienten ist die Bewältigung der genannten Aufgaben oft nur mit zusätzlichem Bewegungs- und Kraftaufwand möglich, was mit erhöhtem Energieaufwand einhergeht.

Ein abnormales Gangbild, welches sich deutlich vom unauffälligen Gang unterscheidet, wird als Hinken bezeichnet (Umgangssprachlich versteht man unter Hinken ein auch vom ungeübten Beobachter erkennbares asymmetrisches Gangbild.). So vielfältig die Ursachen des Hinkens auch sein mögen, die Möglichkeiten der Anpassung sind begrenzt. Die pathologischen Grundmuster des Ganges wiederholen sich. Aus dem Gangbild allein kann also nicht mit Sicherheit darauf geschlossenen werden, um welche Art von Störung es sich handelt. Die Ganganalyse kann nur ein Bestandteil einer komplexen Diagnostik sein. Sie muß immer einhergehen mit einer sorgfältigen Anamnese.

Die Vielfalt der Hinkmechanismen erlaubt keine vollständige Beschreibung aller möglichen Formen. Es lassen sich jedoch einige Grundformen definieren /[3-5], [3-11]/. In einem Grundlagenmaterial für Orthopädie-Studenten an der New York - Universität werden beispielsweise dreizehn grundlegende Hinkmechanismen beschrieben /[3-12]/.

Beispielhaft soll nur noch auf eine weit verbreitete Ganganomalie eingegangen werden, dem Duchenne-Hinken /[3-5]/. Beim Duchenne-Hinken wird im Moment der Belastung des betroffenen Beines der Oberkörper zur Seite dieses Beines verlagert. Während der Phase des Zweibeinstandes ist der Oberkörper aufrecht. Die Oberkörperverlagerungen führen zur Entlastung der Hüftabduktoren und des Hüftgelenkes insgesamt. Es wird daher auch vom „Entlastungshinken“ gesprochen. Sind beide Seiten betroffen, erhält man ein Gangbild welches als „watscheln“ bekannt ist. Die Ursachen für dieses Gangbild sind vielfältig. Sehr verbreitet ist die schmerzende Hüfte von Arthritis-Patienten. Sind die Hüftabduktoren nicht mehr in der Lage, das Becken während des Einbeinstandes zu stabilisieren, dann kann ebenfalls ein Duchenne-Hinken auftreten. Ursache kann der Muskel selbst oder die ihn steuernden Nerven sein. Eine ungleiche Beinlänge kann ebenfalls zum Duchenne-Hinken führen.

4 Meßprinzipien der Ganganalyse

Braune und Fischer haben gezeigt, daß die menschliche Fortbewegung als zyklisch sich wiederholende Lageveränderung des Körperschwerpunktes und der Schwerpunkte von Körpersegmenten auf näherungsweise sinusförmigen Bahnen beschrieben werden kann /[2-10]/. Daraus abgeleitet hat der Gang im wesentlichen zwei Wirkungen anhand derer er zu messen und zu analysieren ist /[4-1]/. Die erste Wirkung ist die sogenannte kinematische Wirkung und betrifft die Lageveränderung sowohl des gesamten Körpers als auch von Körpersegmenten im Raum. Dabei sind besonders Winkelgrößen für die Bahnbewegungen bestimmend. Die zweite Wirkung des menschlichen Ganges ist die kinetische Wirkung und betrifft die Kraftwirkung des Körpers bzw. von Körpersegmenten auf die Umgebung. Die Unterteilung des Ganges in kinematische und kinetische Parameter führt dazu, daß auch die Meßprinzipien entsprechend unterteilt werden.

Neben den kinetischen und kinematischen Gangparametern definiert man zeitliche und örtliche Gangparameter. Diese werden auch als Grundparameter bezeichnet. Solche Parameter sind z.B. die Schrittlänge, die Doppelschrittdauer, die Standphasendauer und weitere (vergl. Abschnitt 6.3). Die Grundparameter lassen sich sowohl mit kinetischen, als auch mit kinematischen Meßmethoden bestimmen. Bei einigen, z.B. der Ganggeschwindigkeit und der Schrittlänge, sind Stopuhr und Bandmaß die geeigneten Mittel zu deren Bestimmung.

Weitere Möglichkeiten der Ganganalyse sind die Messung der Muskelpotentiale (EMG-Messungen) und die Messungen des Energieverbrauchs während des Gehens z.B. durch Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs.

Schneider /[4-2]/ hat mittels Fourieranalyse das Frequenzspektrum der Bodenreaktionskräfte bestimmt. Er stellte fest, daß nur Frequenzen bis maximal 10 Hz wesentliche Informationen zum Gang liefern. Unter Berücksichtigung des Abtasttheorems heißt dies, daß die Meßfrequenz für kinetische Messungen mindesten 20 Hz betragen muß. Bei der Wahl der Meßfrequenz für die Kinematik ist zu beachten, daß beim Gehen an den Gelenken der unteren Extremitäten Winkelgeschwindigkeiten bis zu 300 Grad pro Sekunde erreicht werden. Eine Meßfrequenz von 100 Hz wird als ausreichend angesehen für kinematische Untersuchungen /[4-3], [4-4], [4-5]/.

4.1 Messung von örtlichen und zeitlichen Gangparametern

Zur Messung örtlicher Gangparameter lassen sich zwei Grundprinzipien unterscheiden:

1. Der Fuß markiert den Laufgang an den Stellen mit Bodenkontakt.
2. Der Laufgang ist mit Schaltern versehen, die bei Bodenkontakt ausgelöst werden.

Beide Methoden erlauben die Bestimmung von Schrittlänge, Schrittbreite, Schrittwinkel und deren Varianzen. Eine zusätzliche Messung der Meßdauer gestattet die Berechnung von mittlerer Ganggeschwindigkeit und mittlerer Doppelschrittdauer. Die erste Methode ist sehr einfach und mit wenig technischem Aufwand zu realisieren. Nachteilig ist, daß eine Automation der Messung nur begrenzt möglich ist. Bei Messungen in Laufgängen, die Schalter implementiert haben (Laufmatten), ist eine Automation wesentlich besser zu realisieren. Ein weiterer Vorteil dieser Laufmatten ist, daß auch der Zeitpunkt der Schalterbetätigung gemessen und sich damit zusätzlich zeitliche Gangparameter bestimmen lassen. Solche zeitlichen Parameter sind neben der Schrittdauer die Standphasen- und die Schwungphasendauer, sowie die Dauer des Zweibeinstandes.

Laufmatten mit Schaltern wurden von verschiedenen Autoren beschrieben. Eine einfache Matte besteht zum Beispiel aus einer Vielzahl paralleler leitender Streifen, die senkrecht zur Gangrichtung liegen /[4-6]/. Die Streifen sind elektrisch untereinander isoliert und zwischen ihnen wird das Massepotential entlang geführt. An der Schuhsohle des Probanden wird längs zum Schuh ein leitfähiger Streifen befestigt. Bei Bodenkontakt werden durch den Streifen unterm Schuh Massepotential der Matte und Mattenstreifen elektrisch verbunden. Die Betätigung der Schalter kann elektronisch ausgewertet und einem Computer zur weiteren Bearbeitung übergeben werden. Hierbei ist es sinnvoll, zu definieren mit welchem Bein der Startbereich betreten wird. Man erhält dadurch die Möglichkeit, die Schaltkontakte dem jeweiligen Bein zuzuordnen.

Oben beschriebene Methode erlaubt jedoch nur die Bestimmung der Schrittlänge und der Schrittdauer. Eine Messung der Schrittbreite und des Schrittwinkels ist nicht möglich.

Eine einfache Möglichkeit um zeitliche Gangparameter zu messen ist das Gehen auf einer leitenden Unterlage /[4-7]/. Die Sohlen des Probanden sind mit leitfähigen Streifen präpariert. Die Streifen sind über Kabel mit einem elektronischen Gerät am Probanden verbunden. Nutzt man zwei elektrisch voneinander isolierte Streifen pro Sohle, dann werden diese bei Bodenkontakt der Füße kurzgeschlossen . Die Dauer von Stand- und Schwungphase sind damit einfach meßbar.

Eine andere Variante beschreibt Cheung /[4-8]/. Die leitfähige Matte besteht dabei aus zwei elektrisch voneinander isolierten Teilen, einem für das linke und einem für das rechte Bein. An einem Mattenteil liegen 5 V an. Der andere Teil ist mit einem Schmitt-Trigger verbunden. Die leitenden Streifen unter den Füßen stehen über Kabel miteinander elektrisch in Verbindung. Nachteilig bei diesem Verfahren ist, daß mit einem Bein immer nur das jeweilige Mattenteil getroffen werden muß, was den natürlichen Gang verfälschen kann.

Ein anderes Meßprinzip zur Bestimmung von zeitlichen Gangparametern ist die Nutzung von druckempfindlichen Schaltern unterm oder im Schuh. Leiper /[4-9]/ beschreibt das Meßsystem GAITMAT. Es besteht aus parallelen druckempfindlichen Streifen, die quer zur Gangrichtung liegen. Die Streifen sind ca. 1,5 cm breit und 30 cm lang. Zwei Streifen werden immer nebeneinander angebracht, so daß linke und rechte Seite getrennt auswertbar ist. Die Laufmatte ist 3,6 m lang. Insgesamt werden 512 Streifen getrennt ausgewertet. Informationen über Schrittbreite und Schrittwinkel erhält man jedoch bei diesem System auch nicht. Problematisch ist ebenfalls, daß jedes Bein nur die ihm zugewiesenen Streifen treffen darf.

Hirokawa, S., K. Matsumara /[4-10]/ verwenden ein System welches ein zweidimensionales Feld von Schaltern nutzt. Das Feld basiert auf einem Gitter von sich kreuzenden Drähten. Die Drähte sind auf der einen Seite der Meßmatte parallel und auf der anderen Seite senkrecht zur Gangrichtung gespannt. Dazwischen befindet sich eine elektrisch isolierende dünne Gummischicht. An den Kreuzungspunkten der Drähte wurde die Schaumgummischicht entfernt. Tritt man auf die Matte, kontaktieren die parallelen und senkrechten Drähte an den Stellen der Bodenberührung. Diese Kontakte lassen sich elektronisch und mittels Computer auswerten. Man erhält alle wesentlichen örtlichen und zeitlichen Gangparameter, einschließlich der Gangbreite und des Gangwinkels.

4.2 Messung der Kinematik

4.2.1 Akustisches Meßprinzip

Die akustischen Meßsysteme verwenden Markierungspunkte- sogenannte Marker, dies aus kleinen sequentiell betriebenen Ultraschallsendern bestehen. Die Sender geben fortlaufend Schallimpulse ab, welche von mindestens drei Ultraschallmikrofonen empfangen werden. Die Entfernung der Ultraschallsender zu den Mikrofonen wird durch Laufzeitmessung bestimmt. Die Mikrofone sind im definierten Abstand zueinander angebracht und durch Triangulation lassen sich die absoluten Raumkoordinaten der Markierungspunkte berechnen /[4-11], [4-13], [4-12]/. Zur Ganganalyse werden die Ultraschallsender vorzugsweise an den unteren Extremitäten angebracht. Aus den Raumkurven der Sender lassen sich abgeleitete Größen, z.B. Gelenkwinkelverläufe, berechnen.

Die maximal mögliche Meßfrequenz ist durch die Schallgeschwindigkeit begrenzt. Für kommerzielle Systeme liegt die Meßfrequenz derzeit bei ca. 180 Hz geteilt durch die Anzahl der genutzten Marker. Ultraschallsysteme erreichen ein hohe örtliche Auflösung. Der Meßfehler ist in Abhängigkeit von der Lage der Ultraschallmarker kleiner als 1 mm. Nachteilig ist der begrenzte Meßabstand von maximal ca. 2 bis 3 m. Störschall infolge Reflexionen ist möglichst einzuschränken, da Störechos falsche Markerpositionen vortäuschen. Für Meßaufgaben, bei denen eine hohe örtliche Auflösung gefordert ist, die Meßfrequenz jedoch die untergeordnete Rolle spielt, sind Ultraschallmessungen ausgezeichnet geeignet. Solche Aufgaben der Bewegungsanalyse sind z.B. Untersuchungen an der Wirbelsäule, aber auch die Messung von Kaubewegungen oder Bewegungen des Kehlkopfes. Der eingeschränkte Meßabstand bei Ultraschallsystemen ermöglicht eine sinnvolle Ganganalyse nur auf dem Laufband. Die erreichbare Frequenz sinkt proportional zur Anzahl der Marker. Besteht beispielsweise die Meßaufgabe darin, die Gelenkwinkelverläufe der unteren Extremitäten zu vermessen, dann sind bei einseitiger Messung mindestens vier Marker notwendig, je einer am Fuß, am Unterschenkel, am Oberschenkel und an der Hüfte. Da man meist beide Seiten messen möchte, muß man entweder zwei Messungen durchführen oder für zeitsynchrone Messungen zwei Systeme einsetzen.

4.2.2 Optisches Meßprinzip

Die Leistungsfähigkeit optischer Meßverfahren belegten bereits Braune und Fischer in ihren Arbeiten (vergl. Abschnitt 2.2.1 /[2-10], [2-11], [2-12]/). Das grundlegende Prinzip besteht darin, daß am Probanden an den interessierenden Körperstellen optische Marker fixiert sind und die Kurven der Marker aufgezeichnet und ausgewertet werden. Die Marker sind entweder aktive Lichtquellen z.B. Lämpchen oder Leuchtdioden, oder sie bestehen aus stark reflektierendem Material. Der Vorteil der selbstleuchtenden Marker ist ihre bessere Identifizierbarkeit. Reflektierende Marker sind jedoch leichter und daher einfacher anzubringen. Die Belastung für den Probanden ist geringer.

Ein Vorzug der optischen Verfahren ist, daß bei diesen der Proband nur mit kleinen und leichten Markern belastet wird. Nachteilig ist, daß sich der Proband immer in der Nähe der Aufzeichnungsgeräte (z.B. Kameras) aufhalten muß.

In der Vergangenheit wurden Fotomaterialien als Aufzeichnungsmedien genutzt. Die Auswertung der Lichtspuren erfolgte manuell und war sehr zeitaufwendig. Aufgrund der dabei erzielbaren guten Reproduzierbarkeit und dem relativ geringen technischen Aufwand wurde dieses Aufzeichnungsprinzip bis in die jüngere Vergangenheit genutzt /[4-14], [4-15], [4-16]/ und erst durch die Verbreitung von preiswerten Videokameras verdrängt.

Die meisten optische Systeme der Gegenwart nutzen eine oder mehrere Video-Kameras /[4-17], [8-3], [4-18], [4-19]/. Man mißt vorzugsweise im Infrarotbereich. Für hohe Meßfrequenzen müssen teure High-Speed-Kameras eingesetzt werden. Für viele Anwendungen, z.B. auch für die Analyse des Gehens, ist es jedoch ausreichend, mit den im Konsumgüterbereich üblichen Frequenzen von 50 bzw. 60 Hz zu messen.

Für eine saubere Erkennung der Marker ist eine gleichmäßige Ausleuchtung des interessanten Bildbereiches notwendig. Störende Reflexionen täuschen Marker vor. Bei manchen Systemen können zeitweilig verdeckte Marker (z.B. Marker an der Hüfte bei der Ganganalyse) zu Problemen führen. Zur Erkennung der Marker wird das Videobild binärisiert. Dies kann schon während der Messung durch entsprechende Aufnahmetechnik erfolgen. Es ist aber auch eine Aufzeichnung mittels handelsüblicher Videorecorder und Kameras und nachfolgende Digitalisierung möglich /[4-20]/. Der Vorteil dieser preiswerteren Technik wird jedoch durch den höheren zeitlichen Aufwand für die Auswertung relativiert. Die Bahnkurven der Marker lassen sich auf vielfältige Weise für die Bewegungsanalyse auswerten.

Weitergehende Informationen und technische Details zu optischen Systemen können der Arbeit von Koff /[4-17]/ entnommen werden.

Durch die zunehmende Verschmelzung von Computer- und Videotechnik ist zu erwarten, daß die videogestützte Bewegungsanalyse sich in Zukunft noch stark weiterentwickelt. Insbesondere die preisliche Entwicklung wird für eine größere Verbreitung dieser Systeme sorgen.

4.2.3 Messung mittels Inklinometer

Inklinometer (Neigungssensoren) funktionieren nach dem Prinzip von Widerstandspotentiometern. Die Oberfläche eines flüssigen Widerstandselementes z.B. Quecksilber richtet sich entsprechend der Schwerkraft aus. Ungünstig ist der geringe Meßbereich. Die meisten Sensoren sind auf Winkelbereiche kleiner 30 Grad begrenzt. Die Grenzfrequenz liegt bei ca. 1 bis 2Hz. Aufgrund ihrer Trägheit eignen sich Inklinometer vorzugsweise für quasistatische Messungen und nur bedingt für die Ganganalyse. Vorteile der Inklinometer sind die absolute Orientierung relativ zum Schwerefeld, die geringe Größe, der geringe Preis und die hohe Meßgenauigkeit.

4.2.4 Messung mittels Beschleunigungssensoren

Beschleunigungssensoren werden häufig für Stoß- und Vibrationsmessungen eingesetzt. War es früher nicht möglich, konstante Beschleunigungen zu messen, gibt es inzwischen Sensoren mit Meßbereichen zwischen 0 und 100 Hz /[4-24]/. Die Sensoren wiegen einschließlich Vorverstärker und Temperaturkompensation nur wenige Gramm. Neben dem geringen Gewicht ist der geringe Energieverbrauch der Beschleunigungssensoren vorteilhaft. Es gibt einachsige und mehrachsige Sensoren.

Beschleunigungssensoren sind multisensitiv, das heißt sie reagieren auf Translation, Rotation und Orientierung. Dieser scheinbare Vorteil hat jedoch den Nachteil, daß die Interpretation des Ausgangssignals sich kompliziert gestaltet und aufwendige Verfahren zur Selektion der Beschleunigungskomponenten notwendig sind /[4-22], [4-23], [4-25]/. Der starke Einfluß der Stöße beim Gehen auf das Meßsignal verhinderte bisher den Einsatz von Beschleunigungssensoren für die routinemäßige Messung von Gelenkwinkelverläufen.

Befestigt man Beschleunigungssensoren an ausgewählten Körpersegmenten, dann können die an dieser Stelle beim Gehen auftretenden Beschleunigungen direkt gemessen werden. Das Problem besteht gegenwärtig noch darin, die komplexen Meßverläufe sinnvoll zu interpretieren und eine geeignete Datenreduktion durchzuführen.

Für die Messung und Unterscheidung von Aktivitäten von Probanden haben sich Beschleunigungssensoren gut bewährt. So ist es möglich zu erkennen, ob der Proband geht, steht, sitzt oder liegt. Die Untersuchungen sind über längere Zeiträume (z.B. 24 h) durchführbar /[4-26]/.

4.2.5 Messung mittels Goniometer

Goniometer werden in der Ganganalyse zur Messung von Gelenkwinkelverläufen eingesetzt.

Für die Messung von Gelenkwinkelverläufen an den unteren Extremitäten müssen die Besonderheiten der verschiedenen Gelenke beachtet werden /[4-29], [4-30]/. Das Kniegelenk besitzt aufgrund seiner Anatomie keine feste Drehachse. Diese Achsenverlagerung ist zu beachten. Hüft- und Sprunggelenk bewegen sich in zwei Ebenen. Für die Messung dieser Gelenkwinkel ist es also sinnvoll, zweidimensional zu messen. Generell sollten die Goniometer den Ausgleich von Muskelbewegungen ermöglichen und sich den unterschiedlichen Körperbau der Patienten anpassen.

Es gibt sowohl ein- als auch mehrdimensionale Goniometer. Die mehrdimensionalen Goniometer erlauben die gleichzeitige Messung von Winkeln in verschiedenen Ebenen.

Es kommen verschiedene Meßprinzipien beim Bau von Goniometern zum Einsatz /[4-27]/. Häufig nutzt man einen variablen Widerstand (Potentiometer), dessen elektrischer Widerstand sich durch Drehen einer Spindel ändert. Das Goniometer ist mechanisch so konstruiert, daß eine Winkeländerung zwischen zwei Körpersegmenten z.B. zwischen Unter- und Oberschenkel in eine Drehung der Potentiometerspindel und damit in eine Widerstandsänderung umgewandelt wird. Wegen ihres einfachen Aufbaus haben viele Ganganalyse - Laboratorien ihre eigenen Goniometer entwickelt /[4-28]/. Kommerzielle Anbieter von Goniometern auf der Basis von Widerstandspotentiometern sind u.a. die Firmen Biokinetics, Chattecx and MIE Medical Research.

Eine weitere Möglichkeit für den Bau von Goniometern besteht in der Nutzung von Dehnmeßstreifen. Hersteller dieses Goniometertyps ist die Firma Penny and Giles aus Großbritannien. Es werden sowohl eindimensionale als auch zweidimensionale Goniometer in verschiedenen Größen angeboten /[4-29]/ (siehe Abschnitt 5.2.3).

4.3 Messung der Kinetik

4.3.1 Kraftmeßplattformen

Zur Messung der Kinetik nutzt man häufig Kraftmeßplattformen. Bei diesen meist rechteckigen Plattformen sind die Kraftsensoren in den jeweiligen Ecken angeordnet. Als Sensoren nutzt man entweder piezoelektrische Sensoren oder Dehnmeßstreifen.

Mit Hilfe von Kraftmeßplattformen lassen sich die Bodenreaktionskräfte während des Auftretens messen. Bei Mehrkomponenten-Meßplattformen erhält man die vertikale Kraftkomponente, die Komponente in Gangrichtung und die Kraftkomponente quer zur Gangrichtung (Abb. 21). Der Anteil der vertikalen Kraftkomponente am Gesamtbetrag der Bodenreaktionskraft beträgt etwa 80 %. Die für das Vorwärtskommen wesentliche Komponente ist jedoch der Kraftvektor in Gangrichtung /[2-10]/. Diese Komponente wird seit kurzem zur Bestimmung der energieverbrauchenden Muskelaktivitäten während des Gehens /[3-6]/ genutzt. Preiswertere Systeme – die Einkomponenten-Meßplattformen - erlauben nur die Messung der Vertikalkomponente des Ganges.

Für die Ganganalyse ist von Nachteil, daß die Meßplattformen meist fest in einem Laufgang angeordnet sind. Eine oder mehrere Meßplattformen werden offen oder verdeckt im Laufgang plaziert.

Sind die Plattformen gut sichtbar, dann versucht der Proband diese exakt zu treffen. Der Schrittrhythmus verändert sich dabei. Es hat sich der Begriff des "Kistler-Schrittes" für diesen Zielschritt eingeprägt (in Anlehnung an die Meßplattform der Firma Kistler): Das Meßergebnis kann durch diesen unnatürlichen Schritt verfälscht werden. Bei verdeckter Anordnung der Meßplattformen weiß der Proband nicht, wann er vermessen wird. Die Meßplattform wird jedoch dabei häufig verfehlt. Eine Vielzahl von Messungen sind nötig, um zu auswertbaren Ergebnissen zu gelangen. Ein weiterer Nachteil ist die Endlichkeit des Laufganges. Ein stetiges Gehen mit konstanter Geschwindigkeit über einen längeren Zeitraum ist in einem Laufgang nicht möglich.

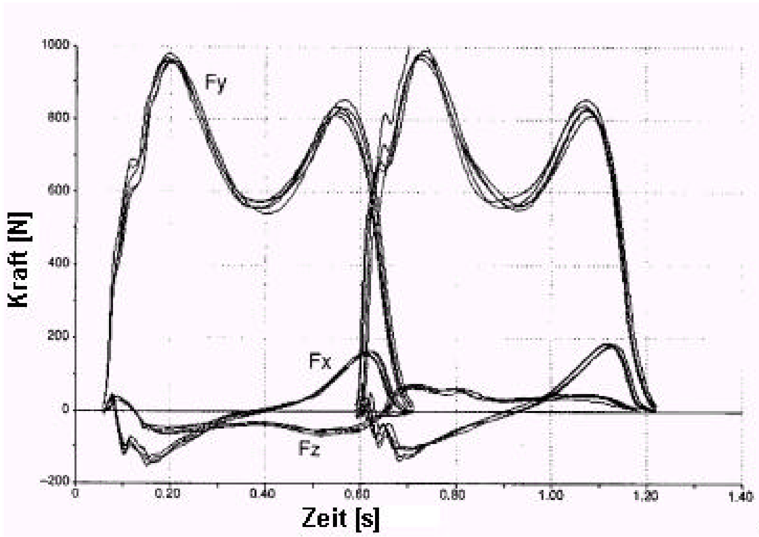


Abb. 21: Der zeitliche Verlauf der drei Komponenten der Bodenreaktionskraft /[3-6]/

Es gibt Systeme, bei denen eine oder mehrere Meßplattformen in ein Laufband integriert sind /[4-33], [4-34]/. Diese Systeme vermeiden die prinzipiellen Nachteile von Laufgängen mit Meßplattformen. Sie sind jedoch gegenwärtig noch sehr aufwendige Einzellösungen oder sehr kostspielig. Nachteilig ist auch, daß mittels im Laufband integrierten Plattformen gegenwärtig nur die Vertikalkomponente hinreichend genau gemessen werden kann.

Eine ausführliche Beschreibung der Meßprinzipien von Kraftmeßplattformen und ihre technische Realisierung enthält die Arbeit von Scott und Necip /[4-32]/.

Unabhängig davon, ob man nun die Messungen mit Mehrkomponenten- oder mit Einkomponenten-Meßplattformen durchführt, diese Platten liefern keine direkten Informationen über die örtliche Verteilung der Kräfte. Man erhält nur Angaben über deren zeitlichen Verlauf.

4.3.2 Druckverteilungs-Meßplattformen

Andere Meßplattformen, sogenannte Druckverteilungs-Meßplattformen, nutzen eine Vielzahl von Drucksensoren (2 Sensoren/cm² und mehr). Mit diesen Plattformen sind sowohl örtliche als auch zeitliche Verläufe meßbar. Als Drucksensoren sind resistive und kapazitive Sensoren im Einsatz. Bei Kenntnis der Fläche der belasteten Drucksensoren kann auf die Bodenreaktionskräfte geschlossen werden. Eine Differenzierung in die einzelnen Kraftvektoranteile ist bei diesen Plattformen nicht möglich. Von Macellari /[4-35]/ wird eine in ein Laufband integrierte Druckverteilungs-Meßplattform beschrieben.

4.3.3 Systeme mit Druckmeßsohlen

Eine Alternative zu ortsfesten oder in ein Laufband integrierten Meßplattformen ist die Nutzung von Druckmeßsohlen, welche in den Schuh eingelegt werden können. Hier sind die Drucksensoren in der Meßsohle integriert.

Ein entscheidender Vorteil der Druckmeßsohlen besteht darin, daß mit ihrer Hilfe die Messung einer kontinuierlichen Schrittfolge des natürlichen Gehens möglich ist. Ebenso wie bei den Druckverteilungs-Meßplattformen sind sowohl örtliche als auch zeitliche Verläufe meßbar.

Es werden resistive und kapazitive Drucksensoren verwendet.

Ein kritischer Punkt ist die Belastung der Druckmeßsohlen im Schuh während der Messung. Die Sohlen müssen so konstruiert sein, daß diese nicht nach wenigen Messung unbrauchbar werden.

Die Wahl der Sensordichte von Meßsohlen hängt wesentlich von der Problemstellung ab. Einerseits liefert eine hohe Sensordichte eine gute räumliche Auflösung, andererseits begrenzt sie die Meßfrequenz und erhöht die Datenmenge. Bei Messungen der Druckspitzen am diabetischen Fuß z.B. ist die räumliche Auflösung wichtig. Es sind keine hohen Meßfrequenzen notwendig. Hier sollte mit einer sehr hohen Sensordichte gemessen werden, idealerweise flächendeckend. Bei vielen orthopädischen Fragestellungen, beispielsweise beim Abrollverhalten des Fußes oder der Belastung der Beine sind einige wenige (10-20 Sensoren pro Meßsohle), an ausgewählten Stellen plazierte Sensoren ausreichend.

Ebenso wie bei den Druckverteilungs-Meßplattformen kann bei Messungen mit Sohlen nicht auf die verschiedenen Kraftvektoranteile geschlossen werden. Dies ist zur Zeit noch ein prinzipieller Nachteil der Messungen mit Druckmeßsohlen. Ein entscheidender Vorteil der Druckmeßsohlen besteht jedoch darin, daß mit ihrer Hilfe die Messung einer kontinuierlichen Schrittfolge des natürlichen Gehens möglich ist.

4.4 Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) ist eine Untersuchungsmethode, die sich mit der Entstehung, der Aufzeichnung und der Analyse von myoelektrischen Signalen – den Aktionspotientialen der kontraktierenden Muskulatur /[4-36], [4-37]/ beschäftigt. Zur Auswertung kann sofort das unverarbeitete Roh-EMG genutzt werden. Häufig werden die Signale jedoch weiterverarbeitet. Typische Datenmanipulationen sind Gleichrichtung, Glättung, Mittelung und Normalisierung. Die Datenmanipulationen dienen der Datenreduktion, der Erhöhung der Reliabilität und der Skalierung der Meßergebnisse.

Bei EMG-Messungen kann nicht zwischen konzentrischer, isometrischer und exzentrischer Kontraktion der Muskulatur unterschieden werden. Dennoch lassen sich mit Hilfe des EMG verschiedene Fragestellungen beantworten. Mit Hilfe von EMG-Messungen können qualitative Aussagen zur Aktivität des untersuchten Muskels getroffen werden, z.B. in welcher Gangphase er aktiv ist und in welcher nicht. Da kein einfacher Zusammenhang zwischen der Kontraktionskraft des Muskels und der Stärke des EMG-Signals besteht /[4-38]/, ist eine quantitative Abschätzung des Muskelkraftniveaus direkt aus den EMG-Signalen nicht möglich. Hierzu sind zusätzliche Verarbeitungschritte (z.B. Normierung) nötig. Eine gleichzeitige Untersuchung an mehreren Muskeln gibt die Möglichkeit, die intermuskuläre Steuerung im zeitlichen Bewegungsablauf darzustellen.

Ermüdungen des Muskels beeinflussen das Frequenzspektrum des EMG-Signals und lassen sich durch Frequenzanalyse feststellen /[4-36]/.

EMG-Messungen für die Ganganalyse werden vorwiegend mit aktiven Oberflächenelektroden durchgeführt. Dies sind Elektroden, die an der Hautoberfläche über dem zu untersuchenden Muskel angebracht werden. Das Signal wird in unmittelbarer Nähe des Ableitortes vorverstärkt und damit das Verhältnis von biologischem Signal und kapazitiver Störung bei Kabelartefakten wesentlich verbessert.

4.5 Messung des Energieverbrauchs beim Gehen

4.5.1 Kalorische Messung und Messung des Sauerstoffverbrauchs

Der Energieverbrauch beim Gehen läßt sich am genauesten durch Ganzkörperkalorimetrie bestimmen. Der Proband befindet sich dabei in einer isolierten Kammer und es wird der Wärmeausstoß gemessen. Diese Methode ist sehr aufwendig und nur wenigen Forschungseinrichtungen vorbehalten. Praktikabler ist die indirekte Messung des Energieverbrauchs über die Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs. Hierzu wird die ein- und ausgeatmete Luft analysiert und der Sauerstoffverbrauch pro Zeiteinheit bestimmt.

Wird zusätzlich die erzeugte Kohlendioxydmenge gemessen, dann erhält man Informationen über die Art und Weise des Stoffwechsels. Solche Untersuchungen sind jedoch mehr für den Leistungssport interessant und weniger für die Ganganalyse, da unter normalen Verhältnissen die Sauerstoff- und Kohlendioxydanteile annähernd gleichbleibend sind.

4.5.2 Energieberechnung mit Hilfe von Bodenreaktionskräften

Eine andere Methode ist die Energieberechnung mit Hilfe von Messungen der Bodenreaktionskräfte /[3-6], [4-40], [4-41], [4-46]/. Hierzu ist die Kenntnis aller drei Kraftvektoren notwendig (Abb. 21). Aus den Kraftvektoren lassen sich die Beschleunigungen und daraus die Änderungen von kinetischer (E_{kin})und potentieller Energie ($E_{pot)}$ und der Gesamtenergie ($E_{tot)}$ während des Gehens berechnen. In Abb. 22 sind die Energieverläufe für einen Gangzyklus dargestellt. Anstiege der Gesamtenergie E_{tot} entstammen aus konzentrischer Muskelarbeit /[3-6]/. Ein Abfall rührt von der Bremswirkung exzentrisch arbeitender Muskulatur her.

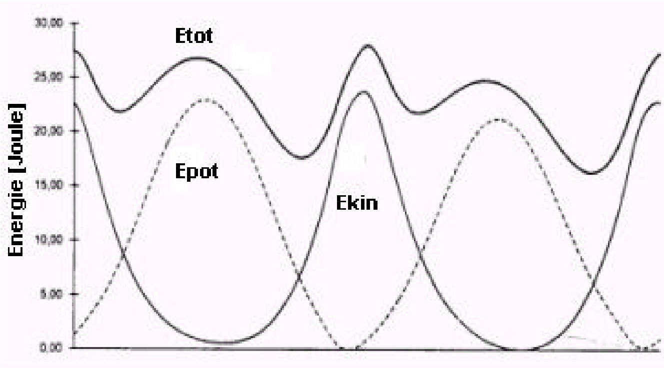


Abb. 22: Verlauf von E_{kin} , E_{pot} und E_{tot} (Gesamtenergie) während eines Gangzyklusses /[3-6]/

4.5.3 Der PC-Index

Rose /[4-42]/ stellte fest, daß die Bestimmung der Pulsrate ein guter Ersatz für Sauerstoffverbrauchsmessung ist. Auswertung von Studien zeigten eine gute Übereinstimmung zwischen beiden. Es gilt die Regel, daß der Sauerstoffverbrauch proportional der Differenz zwischen der Pulsrate beim Gehen und der Pulsrate in Ruhe ist. Der PC-Index („Physiological Cost Index“) wird folgendermaßen definiert /[4-43], [4-44]/:

PCI = (Pulsrate beim Gehen - Pulsrate in Ruhe) / Gehgeschwindigkeit

Die Maßeinheit des PCI ist Herzschläge pro Meter. Der Index läßt sich ohne großen technischen Aufwand bestimmen. Der PCI ist ein guter quantitativer Indikator für den Grad einer Behinderung /[4-45]/. Bei geringem Aktivitätsniveau ist der PCI jedoch sehr ungenau.

4.5.4 Energieverbrauch und Standphasendauer

Taylor und Mitarbeiter /[4-47]/ schlugen eine einfache Methode zur Messung des metabolischen Energieverbrauchs E_{Loco} beim Gehen vor. Dieser Verbrauch ist folgendermaßen definiert:

E_{Loco} = (gesamter Energieverbrauch beim Gehen) - (Energieverbrauch in Ruhe).

Bei Untersuchungen mittels High Speed Kameras und Kraftmeßplattformen stellten sie fest, daß E_{Loco} proportional dem Körpergewicht G_0 und umgekehrt proportional der Zeitdauer ist in welcher der Fuß während eines Einzelschrittes Bodenkontakt hat. Hoyt u.a. /[4-48]/ entwickelten einen einfachen Fußkontakt-Monitor mit Drucksensor im Schuh um diese Proportionalität zu überprüfen. Sie verglichen, die aus den Bodenkontakten errechneten Energieverbräuche mit kalorimetrisch gemessenen Werten und fanden eine gute Übereinstimmung. Die Versuchsgruppe bestand jedoch aus gesunden jungen Männern (Alter 19,4 ±1,4 Jahre). Ob diese Ergebnisse auch auf den pathologischen Gang zu übertragen sind, bedarf einer genaueren Überprüfung.

5 Aufbau eines Ganganalysemeßplatzes

5.1 Anforderungen an ein Ganganalysesystem

Um klinische Akzeptanz zu erlangen muß eine apparative Ganganalyse verschiedene Bedingungen erfüllen. Hierzu definierten Brand und Crowninshield /[5-1]/ 1981 sechs Kriterien:

1. Die gemessenen Parameter müssen mit den funktionellen Fähigkeiten des Patienten korrelieren.
2. Die apparative Ganganalyse muß die Messung von Parametern erlauben, die sich einer direkten visuellen Erkennung und Quantifizierung durch die medizinische Fachkraft entziehen. Eine höhere Meßgenauigkeit der apparativen Ganganalyse ist kein hinreichendes Argument für bessere Akzeptanz. Dies gilt insbesondere dann, wenn der Parameter nur einer von vielen zur Charakterisierung des Ganges ist.
3. Die gemessenen Parameter müssen eine klare Unterscheidung zwischen normal und abnormal ermöglichen.
4. Die Meßtechnik (z.B. das Anbringen der Sensorik) darf das Gangbild nicht beeinflussen.
5. Die Messung muß genau und reproduzierbar sein.
6. Die Resultate der Ganganalyse müssen anschaulich dargestellt werden. Der Erfahrungshorizont des Untersuchers sollte Berücksichtigung finden.

Es steht sicher außer Zweifel, daß die klinische Akzeptanz eines Meßsystems wesentlich durch die Rahmenbedingung innerhalb des Gesundheitssystems beeinflußt wird. Diese sind von Land zu Land verschieden und sie ändern sich auch mit der Zeit. Dennoch besitzen obige Kriterien im wesentlichen Allgemeingültigkeit. Lediglich Kriterium 3 ist als etwas problematisch anzusehen. Bei der großen Variabilität des Ganges von gesunden Personen muß von einer großen Grauzone zwischen normal und abnormal ausgegangen werden. Es hieße die apparative Ganganalyse zu überfordern, wenn nur mit ihrer Hilfe eine klare Entscheidung zwischen normal und abnormal erfolgen soll. Hier ist nach wie vor der Mediziner mit seinen Erfahrungen und zusätzlichen Diagnosehilfsmitteln nötig.

Die Fortschritte im Gesundheitswesen haben dazu geführt, daß sich die Lebenserwartung der Menschen deutlich erhöht hat. Dieser positive Trend führt jedoch auch dazu, daß die Zahl der altersbedingten Beeinträchtigungen des Bewegungsapparat immer mehr zunimmt. Man geht davon aus, daß ca. 15 % aller über Sechzigjährigen irgendeine Form der Gehstörung haben /[5-2]/.

Ein wesentliches Kriterium für die Lebensqualität ist der Erhalt der Mobilität. Krankheiten oder Unfälle führen manchmal zum zeitweiligen Verlust der Gehfähigkeit des Patienten. Besonders beim älteren Patienten ist es wichtig, diesen rechtzeitig wieder zu mobilisieren. Sonst werden diese nicht selten zu einem dauerhaften Pflegefall. Aber auch bei jüngeren Patienten kommt es darauf an, mit Hilfe einer sachgerechten Rehabilitationsbehandlung die Gangbeeinträchtigung zu beseitigen bzw. zu minimieren und nach Möglichkeit die Berufsfähigkeit wiederherzustellen.

Die Nutzung rehabilitationstechnischer Hilfsmittel ermöglicht die Kompensation von bleibenden Schäden. Der Verlust zum Beispiel eines Beines kann durch eine Beinprothese partiell ausgeglichen werden. Es erfolgt im Allgemeinen eine individuelle Anpassung dieses technischen Hilfsmittels. Die Qualität des Hilfsmittels wird nicht allein von seiner technischen Funktionstüchtigkeit bestimmt, sondern auch entscheidend von dem Zusammenspiel des zu versorgenden Menschen mit dem Hilfsmittel /[8-16]/. Die technische Qualität der Beinprothese mag noch so ausgereift sein, ihre praktische Qualität erweist sich erst während des Gebrauchs, also beim Gehen. Eine Möglichkeit der Qualitätskontrolle der Rehabilitationsmaßnahme bzw. des technischen Hilfsmittels ist die meßtechnische Ganganalyse. Sie liefert objektive, vom Untersucher unabhängige quantifizierbare Meßergebnisse.

Kriterium sechs ist ganz entscheidend dafür, ob das Meßsystem vom medizinischen Personal angenommen wird oder nicht. Bei den bei der Ganganalyse üblicherweise anfallenden Datenmengen ist der Mediziner als Nutzer mit der Auswertung überfordert. Die Datenmenge muß also reduziert und nutzerfreundlich aufbereitet werden.

Nicht zuletzt sind die Kosten ein wichtiges Kriterium für die Akzeptanz eines Ganganalysesystems. Eine Breitenwirksamkeit kann nur mit preiswerten System erreicht werden.

5.2 Der Aufbau des Meßplatzes

5.2.1 Systembeschreibung

Davon ausgehend, daß die wesentlichen Wirkungen des Ganges die kinematische und kinetische Wirkung sind anhand derer er zu messen und zu analysieren ist /[4-1]/, bestand die Aufgabe darin, ein Ganganalysesystem zu entwickeln, welches die zeitsynchrone Bestimmung von Kinematik und Kinetik ermöglicht.

Die Wahl des Prinzip zur Messung der Kinetik des Ganges fiel auf den Einsatz von Druckmeßsohlen. Folgende Hauptgründe führten u.a. zu dieser Entscheidung:

- Bei Messungen mit Sohlen ist man nicht ortsgebunden. Sowohl Untersuchungen auf dem Laufband, als auch im Laufgang sind möglich. Ebenso kann die Messung im beliebigen Gelände (z.B. auf dem Sportplatz oder auf der Treppe) durchgeführt werden.
- Die Auswertung kann anhand einer großen aufeinanderfolgenden Schrittzahl erfolgen.
- Eine Messung mit Druckmeßsohlen erlaubt die Bestimmung der örtlichen Druckverteilung unter dem Fuß beim Gehen. Bei Messungen mit Kraftmeßplattformen ist kein direkter Rückschluß darauf möglich, welcher Teil des Fußes während des Bodenkontaktes belastet wird.

Für die Messung der Kinematik finden zweidimensionale Goniometer Verwendung. Mit ihrer Hilfe lassen sich die Winkelverläufe an den für die Fortbewegung verantwortlichen Gelenken der unteren Extremitäten bestimmen. Es werden Hüft-, Knie- und Sprunggelenk vom rechten und linken Bein vermessen. Ebenso wie bei den Druckmeßsohlen, sind Goniometermessungen nicht ortsgebunden. Es entfällt die aufwendige Präparation der Meßumgebung, wie sie z.B. bei optischen oder akustischen Meßverfahren notwendig ist. Wichtig für die Entscheidung zugunsten der Goniometrie ist auch, daß diese weit weniger aufwendig und preiswerter ist als die meisten anderen kinematischen Meßverfahren.

Die Meßdaten der Sensoren gelangen über Kabel zu einem Patientenmodem. Dieses Patientenmodem ist am Rücken des Probanden befestigt. Bei einem Gewicht von ca. 150 g und den Maßen von 145 x 60 x 30 mm wird das Modem vom Patienten nicht als Belastung empfunden.

Zusätzlich zu den Schnittstellen für die zwei Druckmeßsohlen und den sechs zweidimensionalen Eingängen für die Goniometer besitzt das Patientenmodem noch vier weitere Eingänge. An diese können noch extra Sensoren angeschlossen werden. Mögliche Sensoren sind zum Beispiel aktive Oberflächenelektroden für EMG-Messungen oder Beschleunigungssensoren.

Die Messung selbst erfolgt in Echtzeit, das heißt die Daten werden sofort auf einem Computermonitor zur Anzeige gebracht. Vor der Datenaufzeichnung kann durch diese Sofortanzeige die ordnungsgemäße Funktion aller Systemkomponenten überprüft werden. Die Datenübertragung zum Computer findet über Funk statt. Ein Computermodem in der Nähe des Computers empfängt die Daten vom Patientenmodem und leitet sie über eine serielle Schnittstelle in den Rechner. Eine feste Kabelverbindung zwischen Patient und Computer ist daher nicht notwendig. Da auch die Sensorik nicht an einen festen Ort gebunden ist, ermöglicht die Funkübertragung eine Ganganalyse in fast beliebiger Umgebung. Insgesamt werden die Daten der 32 Drucksensoren der zwei Sohlen und der anderen 16 möglichen Sensoren (z.B. Goniometer) übertragen. Die Reichweite der Übertragung beträgt ca. 150 m im freien Gelände und etwa 20 m in geschlossenen Gebäuden.

Es wurde eine Abtastfrequenz von 150 Hz gewählt. Diese Frequenz sichert eine gute zeitliche Auflösung der kinetischen und kinematischen Meßdaten.

Die Meßdauer ist nur durch den Ladezustand der Batterie des Patienten- oder Computermodems begrenzt. Die Dauer der Aufzeichnung der Messung ist zwischen fünf Sekunden und fünf Minuten wählbar. Bei unseren Untersuchungen lag die Meßdauer zwischen 20 und 30 Sekunden.

Für die Bestimmung von patiententypischen Gangparametern ist es zweckmäßig, daß der Proband mehrere Schritte hintereinander möglichst ohne Pause geht. Der Ganganalysemeßplatz wurde so konzipiert, daß die Messungen sowohl auf einem Laufband oder im Laufgang erfolgen können.

Beide Methoden haben ihre Berechtigung. Gehen auf dem Laufband erzwingt einen gleichmäßigen Gang. Man erhält definiertere Meßbedingungen als im Laufgang. Der Zwang mit konstanter Geschwindigkeit zu gehen, läßt Störungen im Bewegungsapparat offener zutage treten. Bei Messungen auf einem Laufband wird die Ganggeschwindigkeit durch das Laufband vorgegeben. Die Strecke, die während der Messung zurückgelegt wird, errechnet sich aus der Meßdauer.

Insbesondere bei ungeübten Probanden kann jedoch der Gang auf dem Laufband vom Gang in natürlicher Umgebung abweichen (vergl. Abschnitt 8.2). Das Gehen im Laufgang kommt dem natürlichen Gang näher. Patienten mit stärkerer Beeinträchtigung des Bewegungsapparates (z.B. geriatrische Patienten) sind manchmal nicht in der Lage auf dem Laufband zu gehen. Hier kann nur im Laufgang gemessen werden.

Bei Laufbandmessungen dient eine Einlaufphase zur Vorbereitung. Diese dauert solange, bis die Standardabweichung der Doppelschrittdauer einen vorgegebenen Wert unterschreitet. Erst jetzt kann die Aufzeichnung der Messung gestartet werden. Man geht dann davon aus, daß sich der Proband auf dem Laufband eingelaufen hat. Der Wert der Standardabweichung ist veränderbar und läßt sich somit an den Grad der Bewegungsstörung anpassen.

Bei Messungen im Laufgang ist die Wegstrecke die vorgegebene Größe und die mittlere Ganggeschwindigkeit ergibt sich aus der Zeit, die benötigt wird , um die Wegstrecke zurückzulegen.

5.2.2 Druckmeßsohlen

In die Meßsohlen sind 16 Drucksensoren pro Sohle integriert worden. Die Lage der Sensoren innerhalb der Sohle wurde der zu erwartenden Druckverteilung am gesunden Fuß angepaßt. Die aktive Sensorfläche beträgt ca. 20% der Fläche der gesamten Meßsohle. Als Drucksensoren werden FSR-Sensoren (**F**orce **S**ensing **R**esistors) verwendet. Ein FSR-Sensor ist aus drei Komponenten zusammengesetzt, die in Abb. 23 dargestellt sind /[5-3]/:

1. **Die Trägerfolie für die FSR-Schicht.** Auf ihrer Innenseite ist eine schwarze aus halbleitendem Polymer bestehende FSR-Schicht aufgedruckt.

2. **Die Klebeschicht.** Sie besteht aus einer doppelseitig klebenden Folie genau definierter Dicke. Ihre Aufgabe besteht darin, die Komponenten des Sensors fest miteinander zu verbinden und einen konstanten Abstand zwischen den Trägerfolien herzustellen.

3. **Die Trägerfolie für die Elektroden.** Auf ihrer Innenseite sind die kammartigen Elektroden aufgedruckt, die so ineinander verschachtelt sind, daß sie sich nicht berühren.



Abb. 23: Komponenten eines FSR-Sensors /[5-3]/

In Abhängigkeit von der auf die aktive Oberfläche eingeleiteten Kraft ändert sich der elektrische Widerstand eines FSR-Sensors. Durch die Krafteinwirkung kontaktieren die Elektroden mit der FSR-Schicht und es werden Widerstandsbrücken zwischen den Elektroden aufgebaut. Je höher die Krafteinwirkung desto mehr Brücken schließen sich. Die Brücken sind elektrisch parallel geschaltet. Die Widerstandsänderung erstreckt sich über mehrere Größenordnungen. Abb. 24 enthält die charakteristische Druckabhängigkeit des elektrischen Widerstandes für die von uns genutzten Sensoren. Der elektrische Widerstand ist im logarithmischen Maßstab dargestellt. Aus schaltungstechnischen Gründen ist es zweckmäßiger, anstelle einer Widerstandsmessung eine Strommessung durchzuführen. Abb. 25 zeigt den Zusammenhang zwischen Druck P und der dem Strom proportionalen elektrische Leitfähigkeit G. Für diese Darstellung ist ein linearer Maßstab sinnvoll.

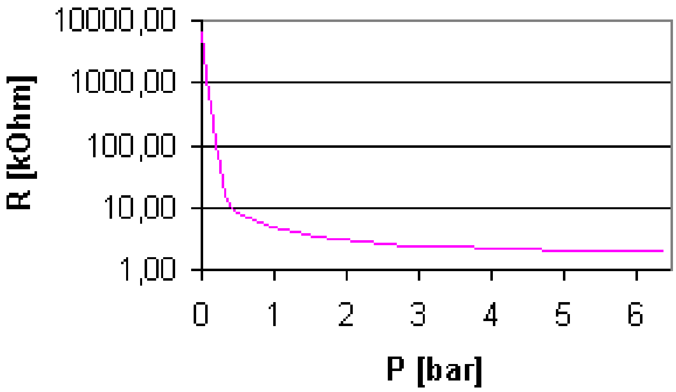


Abb. 24: Der elektrische Widerstand R eines FSR-Sensors als Funktion des Druckes P

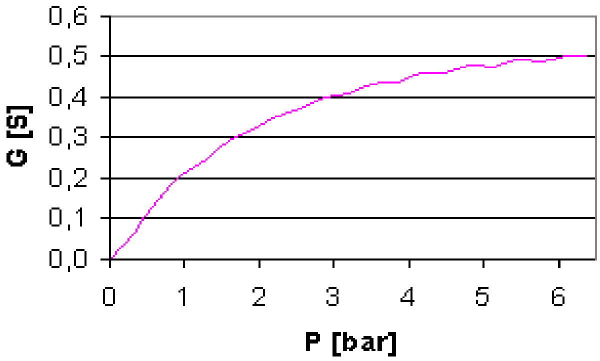


Abb. 25: Der elektrische Leitwert G eines FSR-Sensors als Funktion des Druckes P

Im Anhang 3 sind die wichtigsten technischen Daten der FSR-Sensoren zusammengefaßt /[5-3], [5-4]/.

Die Druckabhängigkeit des elektrischen Widerstandes weist eine relativ große Exemplarstreuung auf. Um dennoch zu guten Ergebnissen in der Ganganalyse zu gelangen, werden die Sensoren vor dem Einbau in die Sohlen klassifiziert. Nur Sensoren gleicher Klasse kommen in eine Sohle. Jede Sohle besitzt einen eigenen Vorverstärker, der sich so einstellen läßt, daß bei gleicher Belastung ein etwa gleich großes Ausgangssignal erzeugt wird. Zur Kompensation der verbleibenden Exemplarstreuung und von Nichtlinearitäten wird jeder Sensor zusätzlich in einer Druckkammer kalibriert. Jeder Sohle ist somit eine Kalibriertabelle zugeordnet.

Um die Reproduzierbarkeit der Meßwerte bezogen auf den einzelnen Sensor zu überprüfen, wurden im Druckbereich zwischen 0,5 bar und 3,5 bar Untersuchungen durchgeführt. Es ergab sich eine Wiederholgenauigkeit besser als 1 %.

Der Widerstand der FSR-Sensoren besitzt einen negativen Temperaturkoeffizienten, das heißt mit Temperaturerhöhung sinkt der Widerstand. Vom Hersteller wird ein Wert von -0,8 % pro Kelvin angegeben. Eigene Messungen bei Temperaturen zwischen 23 °C und 43 °C ergaben eine Druckabhängigkeit des Temperaturkoeffizienten (Abb. 26). Für den Temperaturbereich zwischen 23 °C und 33 °C und Drücken oberhalb von 0,5 bar liegt der Temperaturkoeffizient zwischen –0,7% und –0,3%. Im Temperaturbereich zwischen 33 °C und 43 °C und Drücken unterhalb von 2 bar sinkt der Temperaturkoeffizient stark ab. Die Kalibriertabellen der Drucksensoren wurden bei Raumtemperatur erstellt. Zur Ganganalyse befinden sich die Sohlen mit den Drucksensoren im Schuh und nehmen die Temperatur unter dem Fuß an. Um den Temperatureinfluß auf die Meßergebnisse abschätzen zu können, wurde diese während des Gehens auf einem Laufband bei einigen Probanden vermessen (Abb. 27). Die Probanden trugen normale Straßenschuhe oder Turnschuhe.

Innerhalb der ersten 30 Sekunden stieg die Sohlentemperatur von Raumtemperatur (ca. 23 °C) auf mindestens 27 °C. Nach etwa einer Minute wird der Temperaturgradient deutlich geringer. Bei den Probanden mit Turnschuhen erfolgte nach etwa 12 bis 15 Minuten ein erneuter Temperaturanstieg um einige Grad. Vom Einlegen der Meßsohlen bis zum Beginn der Aufzeichnung der Messung vergingen bei den Ganguntersuchungen im Rahmen dieser Arbeit mehrere Minuten. Die Sohle hat sich dabei auf mindestens 27 °C erwärmt und die Temperaturänderung während der Aufzeichnung der Messung (Aufzeichnungsdauer zwischen 20 und 30 Sekunden) ist nur noch gering.

Gegenüber der Kalibrierungstemperatur ist zum Zeitpunkt des Messens eine um maximal 12 Grad höhere Temperatur zu erwarten. Der daraus resultierende maximale Meßfehler liegt im Druckbereich oberhalb 1,5 bar bei ca. 6 %.Deutlich verringern könnte man den Temperatureinfluß, wenn während der Messung die Temperatur bestimmt und die Ergebnisse entsprechend korrigiert würden. Eine Kalibrierung der Meßsohlen bei 30 °C kann die Meßgenauigkeit ebenfalls verbessern.

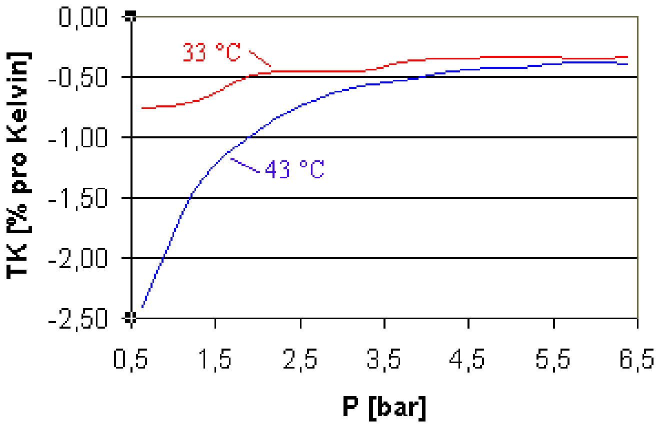


Abb. 26: Temperaturkoeffizient TK als Funktion des Druckes P in den Temperaturbereichen 23 °C bis 33 °C und 33 °C bis 43 °C (Mittelwert aus 10 Sensoren)

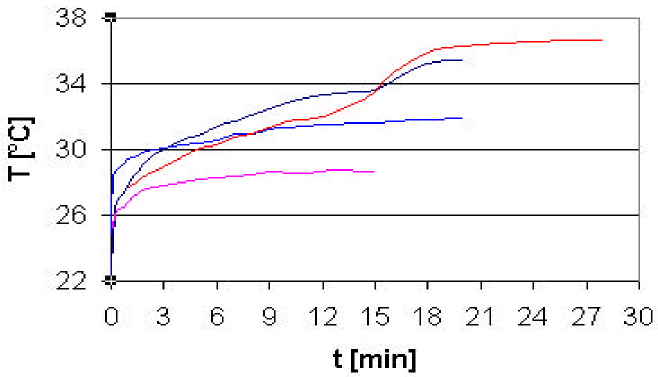


Abb. 27: Änderung der Temperatur einer Druckmeßsohle im Schuh während einer Gangmessung

Aufgrund seiner Konstruktion hat der FSR-Sensor ein "Kriechverhalten", das heißt, sein Widerstand - und damit auch sein elektrischer Leitwert - ändert sich stetig bei konstanter Belastung (Abb. 28). Je nach Höhe der Last kann dieses Kriechen etliche Stunden dauern. FSR-Sensoren sind daher als Meßelemente für statische Belastungen nur bedingt geeignet. Bei der Ganganalyse werden die Drucksensoren nur kurzzeitig belastet (t < 1 s). Der Driftfehler der in diesen Zeitbereichen maximal auftreten kann, liegt etwa bei 1 % (Abb. 29) und beeinflußt damit das Meßergebnis nur unerheblich.

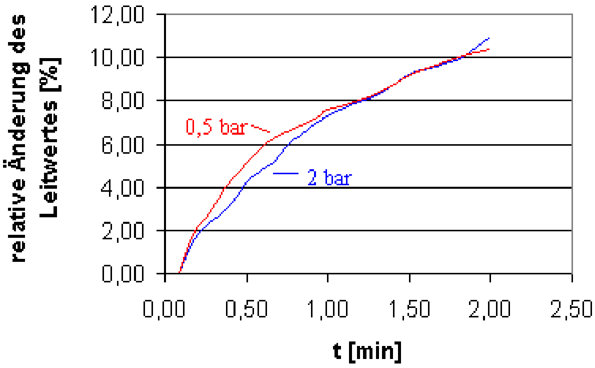


Abb. 28: Veränderung des Leitwertes bei Dauerbelastung (Mittelwert aus 10 Sensoren, bezogen auf den Leitwert bei t=5 s)

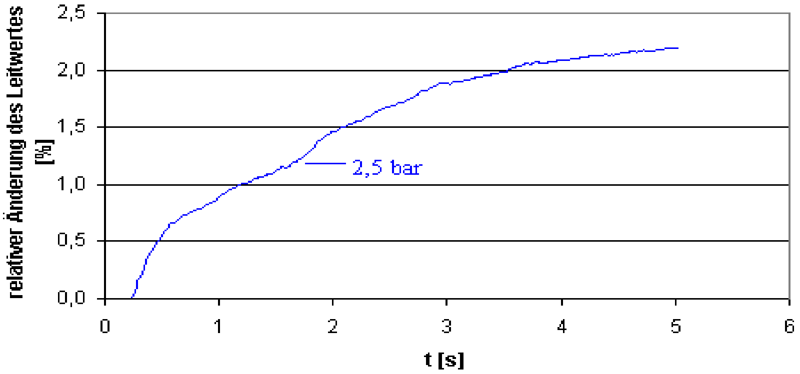


Abb. 29: Veränderung des Leitwertes bei kurzzeitiger Belastung (Mittelwert aus 10 Sensoren, bezogen auf den Leitwert bei t=0,24 s)

5.2.3 Goniometer

Für den Ganganalysemeßplatz werden zweidimensionale Goniometer der Firma Penny and Giles eingesetzt (Abb. 30). Zwischen den zwei Endblöcken befindet sich innerhalb einer Schutzfeder ein Kerndraht, um den mehrere Dehnmeßstreifen herum angeordnet sind. Wenn sich der Winkel zwischen den beiden Endblöcken ändert, wird die Dehnungsänderung entlang der Länge des Drahtes gemessen und daraus der Winkel zwischen den Endblöcken bestimmt.

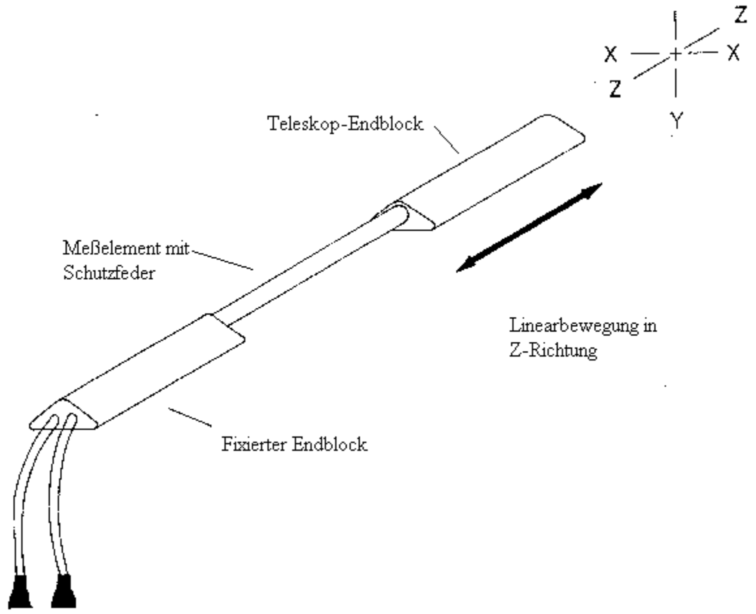


Abb. 30: Goniometer der Firma Penny and Giles /[4-29]/

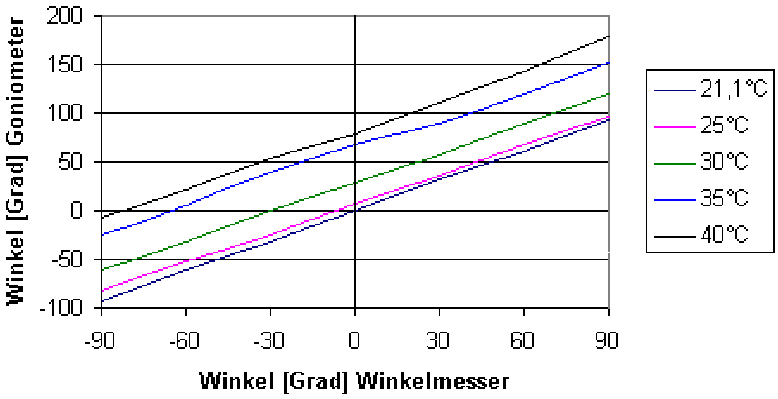


Abb. 31: Der Temperatureinfluß auf das Goniometersignal

Ein Vorverstärker verstärkt das Goniometersignal. Die Nullstellung und der Verstärkungsgrad sind am Vorverstärker einstellbar. Bei sorgfältiger Einstellung ist der Absolutwert des Winkels mit einer Genauigkeit von ± 3 Grad meßbar.

Dies gilt jedoch nur bei Beachtung der Goniometertemperatur, denn ein Nachteil der Goniometer ist die hohe Temperaturabhängigkeit. Eine Temperaturänderung führt zur Parallelverschiebung des Meßsignals (Abb. 32).

Vor jeder Messung wird der Nullpunkt des Goniometers definiert. Hierzu muß der Patient mit den befestigten Goniometern in Neutralstellung stehen. Der Winkel, welchen die entsprechenden Endblöcke zueinander einnehmen, wird als Nullwinkel definiert. Eine mögliche Parallelverschiebung des Meßsignals infolge des Temperaturunterschiedes bei Verstärkereinstellung und bei Nullung wird dadurch korrigiert. Nicht korrigiert ist jedoch der Meßfehler der auftritt, wenn sich die Goniometertemperatur noch nach der Nullung ändert.

Entscheidend für die Genauigkeit des Absolutwinkels ist weiterhin die Sorgfalt beim Anbringen der Goniometer. Ein falsches Befestigen beeinflußt die Meßgenauigkeit ebenso wie ein Verrutschen der Goniometer während der Messung.

Die in dieser Arbeit bevorzugte Art der Anbringung der Goniometer an den Gelenken ist in den Abb. 33 bis Abb. 35 dargestellt.

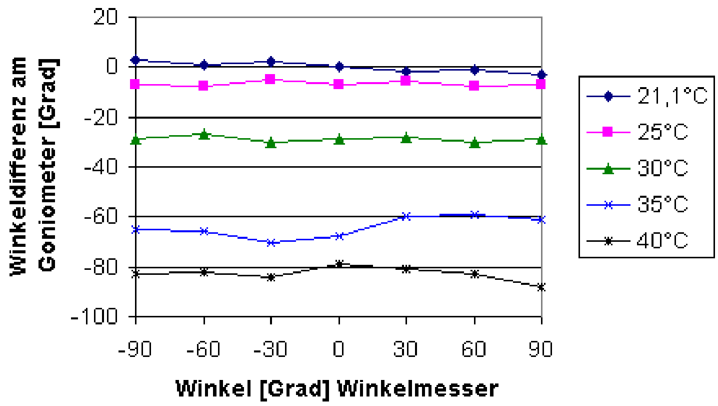


Abb. 32: Der Meßfehler infolge Temperaturänderung des Goniometers

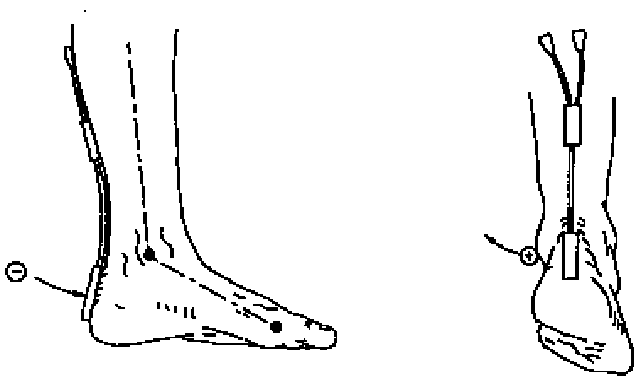


Abb. 33: Die Befestigung am Sprunggelenk /[4-29]/

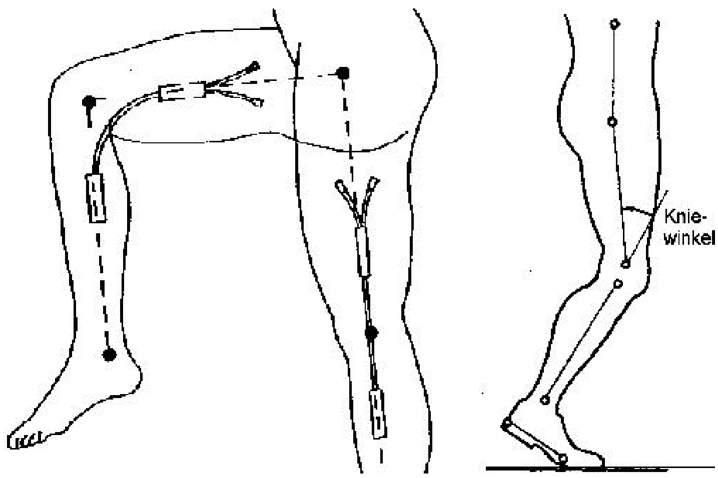


Abb. 34: Die Befestigung am Kniegelenk /[4-29]/ und die Definition des Kniewinkels

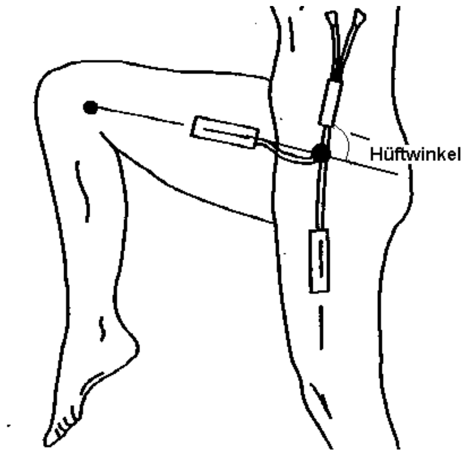


Abb. 35: Die Befestigung am Hüftgelenk /[4-29]/ und die Definition des Hüftwinkels

6 Auswerteverfahren

6.1 Grundkonzepte für die Ganganalyse

Es gibt zwei grundsätzlich verschiedene Konzepte bei der Analyse des menschlichen Ganges.

Einerseits kann die Fragestellung die Beurteilung des zum Meßzeitpunkt typischen Gangbildes beinhalten. In diesem Fall interessieren nicht die zufälligen Einzelereignisse, sondern man wird bestrebt sein, aus einer Anzahl von Schritten einen typischen mittleren Schritt zu bilden. Für diese Aufgabenstellung ist es sinnvoll, möglichst reproduzierbare und über die Meßdauer einheitliche Bedingungen zu schaffen. Insbesondere ist darauf zu achten, daß eine gleichbleibende Geschwindigkeit eingehalten wird. Um diese Bedingungen zu realisieren bietet sich die Messung auf einem Laufband an. Der Proband wird hier gezwungen, eine gleichmäßige Geschwindigkeit beizubehalten. Andere Problemstellungen zielen dagegen gerade auf das Einzelereignis eines Schrittes ab. Beispielsweise könnte damit die Sturzgefährdung geriatrischer Patienten diagnostiziert werden, indem man kurzzeitige Gleichgewichtsstörungen bei einzelnen Schritten meßtechnisch erfaßt. Ein weiteres Beispiel für die Auswertung einzelner Schritte ist die Untersuchung des Einlaufverhaltens. So ist z.B. bei rheumatischen Erkrankungen die Gangbeeinträchtigung bei den ersten Schritten am größten. Hier kommt es darauf an, die zeitliche Abfolge einiger weniger Schritte zu analysieren.

Zur Einzelschrittauswertung sind in dieser Arbeit lediglich die Standardabweichungen von Doppelschritt- und Standphasendauer bestimmt worden. Der Schwerpunkt lag bei der Bestimmung des typischen Gangverhaltens, also des mittleren Schrittes. Daher soll im folgenden auf zwei Algorithmen zur Schrittbestimmung ausführlicher eingegangen werden.

6.2 Berechnung eines für den Probanden typischen Schrittes

Für die Berechnung eines mittleren Schrittes werden die Werte der Druckmeßsohle verwendet. Die Grundlage dieses Algorithmus ist, daß sich ein Schritt in Stand- und Schwungphase unterteilt. Jeder Anfang eines Schrittes geht einher mit dem Überschreiten eines Schwelldruckes im Moment des Auftretens. Als Auswertekanal für die Schrittberechnung wählt man zweckmäßigerweise den zeitlichen Verlauf des durchschnittlichen Druckes bezogen auf eine komplette Sohle. Dieser Verlauf läßt sich einfach aus den Verläufen der einzelnen Drucksensoren berechnen.

Im ersten Teil zur Berechnung des typischen Schrittes wird aus den Zeitpunkten der einzelnen Schwelldrücke auf die Dauer der Einzelschritte geschlossen. Das Hauptproblem besteht dabei in der Festlegung des Schwelldruckes. Es gibt mehrere Fehlerquellen. Wählt man die Schwelle zu niedrig, dann kann es vorkommen, daß diese in der Schwungphase infolge geringer Druckschwankungen (z.B. durch Verkrampfen der Zehen in der Schwungphase) überschritten wird. Wird die Schwelle zu hoch angesetzt, dann ist eine Unterschreitung während der Standphase möglich. Dies kann insbesondere bei hohen Ganggeschwindigkeiten mit ausgeprägter Zweigipflichkeit des Druckverlaufes (vergl. Abschnitt 6.3.5.2) vorkommen.

Mittels zusätzlichen Plausibilitätsbetrachtungen über die sinnvolle Dauer der Einzelschritte können offensichtlich falsch bestimmte Einzelschritte verworfen werden. Eine weitere gute Möglichkeit zur Verbesserung des Algorithmus besteht darin, mit einer variablen Schwelle zu arbeiten. Bei richtiger Schwellenwahl besitzt die Standardabweichung der Dauer der Einzelschritte ein Minimum. Nach der Bestimmung der Einzelschritte wird als zweites jeder Einzelschritt zeitlich normiert. Als drittes werden die Einzelschritte für jeden Zeitpunkt aufsummiert und durch die Schrittzahl dividiert. Man erhält den mittleren Schritt.

6.3 Parametersystem zur Beschreibung des Ganges

6.3.1 Die Ganggeschwindigkeit

Die Ganggeschwindigkeit ist der zentrale Meßwert für die quantitative Ganganalyse. Instinktiv wählt ein Mensch die Geschwindigkeit, die seinen lokomotorischen Fähigkeiten angemessen ist. Eine starke Verlangsamung der Geschwindigkeit ist ein sicherer Hinweis auf ein pathologisches Geschehen. Viele Gangparameter sind geschwindigkeitsabhängig. Eigene Untersuchungen haben gezeigt, daß auch gesunde Probanden erst bei Geschwindigkeiten ab etwa 2 km/h ein unauffälliges Gangbild, wie es in Abschnitt 3 beschrieben wird, entwickeln.

Patienten mit Beeinträchtigungen des Bewegungsapparates müssen für das Gehen oft mehr Energie aufwenden als gesunde Personen. Sie passen sich der Beeinträchtigung durch eine geringere Ganggeschwindigkeit an. Dies erfolgt meist unbewußt im Sinne einer Energieoptimierung (vergl. Abschnitt 3.2.2 /[2-19]/). Die komfortable Geschwindigkeit v_{komf} wird an die optimale Geschwindigkeit v_{opt} angeglichen. Die komfortable Geschwindigkeit v_{komf} ist daher besonders bei Verlaufskontrollen eine bedeutsame Größe. Sie ist ein Maß für den Grad der Beeinträchtigung. Die komfortable Geschwindigkeit sollte in einem Laufgang gemessen werden.

Finley und Cody /[6-4]/ untersuchten den unauffälligen Gang von Personen im Alter zwischen 20 und 60 Jahren und fanden, daß die meisten Personen eine Ganggeschwindigkeit zwischen 1 m/s und 1,67 m/s bevorzugen.

Bei Laufbandmessungen ist die Ganggeschwindigkeit durch das Band vorgegeben. Der Untersucher kann durch Abfrage die dem Patienten angenehmste Bandgeschwindigkeit ermitteln. Diese Geschwindigkeit wird jedoch wesentlich dadurch beeinflußt, wie sich der Patient auf dem Laufband eingelaufen hat. Sie wird im allgemeinen geringer sein als die im Laufgang gemessene komfortable Geschwindigkeit v_{komf} (vergl. Abschnitt 8.2).

Die Ganggeschwindigkeit hängt von den körperlichen Proportionen des Probanden ab. Personen mit langen Beinen haben häufig eine höhere Ganggeschwindigkeit als Personen mit kurzen Beinen. Daher wird manchmal in der Literatur die relative Geschwindigkeit v_{rel} als Quotient aus Geschwindigkeit v und Beinlänge definiert. Für Routinemessungen hat es sich jedoch als zweckmäßiger erwiesen, für die relative Geschwindigkeit v_{rel} folgendes zu definieren:

$$v_{rel} = \frac{\mathbf{v}}{\mathbf{L_0}}, \qquad \text{Gleichung 4}$$

mit L_0 als Körpergröße des Probanden. Die Körpergröße ist fast immer bekannt. Eine zusätzliche Messung der Beinlänge des Probanden ist nicht notwendig.

Für eine Auswertung der Geschwindigkeitsabhängigkeit ist es nützlich, verschiedene Geschwindigkeitsbereiche zu definieren. Winter /[4-37]/ wählte als Kriterium für die Geschwindigkeit die Schrittfrequenz (Kadenz) und definierte die Bereiche „langsame Kadenz“, „natürliche Kadenz“ und „schnelle Kadenz“. Diese Unterteilung berücksichtigt jedoch nicht die unterschiedlichen Körpergrößen der Probanden. Charteris /[6-1]/ gab für gesunde erwachsene Personen acht Geschwindigkeitsbereiche von „sehr langsam“ bis „sehr schnell“ an. Smidt /[6-2]/ unterschied sieben Bereiche von „sehr langsam“ ($v<0,4$ m/s) bis sehr schnell ($v>1,9$ m/s).

Um für die verschiedenen Geschwindigkeitsbereiche statistisch auswertbare Datenmengen zu erhalten, beschränkten wir uns für Probanden mit unauffälligem Gangbild auf fünf Geschwindigkeitsbereiche (Tabelle 2). Für Patienten mit Beeinträchtigungen, z.B. für Prothesenträger, ist eine andere Einteilung zweckmäßig. Für diese Personengruppe wurde nur in vier Geschwindigkeitsbereiche unterteilt (Tabelle 3).

Geschwindigkeitsbereich	Bewertung
v_{rel} < 0,2 Körpergröße pro s	Sehr langsam
0,2 Körpergröße pro s <= v_{rel} < 0,52 Körpergröße pro s	Langsam
0,52 Körpergröße pro s <= v_{rel} < 0,9 Körpergröße pro s	Mittel
0,9 Körpergröße pro s <= v_{rel} < 1,15 Körpergröße pro s	Schnell
v_{rel} >= 1,15 Körpergröße pro s	Sehr schnell

Tabelle 2: Geschwindigkeitsbereiche für Probanden mit unauffälligem Gangbild.

Geschwindigkeitsbereich	Bewertung
v_{rel} < 0,3 Körpergröße pro s	Langsam
0,3 Körpergröße pro s <= v_{rel} < 0,4 Körpergröße pro s	Mittel
0,4 Körpergröße pro s <= v_{rel} < 0,7 Körpergröße pro s	Schnell
v_{rel} >= 0,7 Körpergröße pro s	Sehr schnell

Tabelle 3: Geschwindigkeitsbereiche für Patienten mit Beeinträchtigungen

6.3.2 Schrittfrequenz, Doppelschrittlänge und Schrittverhältnis

Ein vollständiger Gangzyklus ist der Doppelschritt (s. Abschnitt 3.2.1). Die Doppelschrittlänge L ist die Wegstrecke, die während eines Doppelschrittes zurückgelegt wird. Da auch die Schrittlänge von den Körpermaßen der Versuchsperson abhängt, läßt sich die relative Schrittlänge L_{rel} folgendermaßen definieren:

$$L_{rel} = \frac{L}{L_0}$$ Gleichung 5.

Eine kurze Schrittlänge ist ein Indiz für einen unsicherer Gang.

Die Schrittfrequenz f_0 wird üblicherweise auf die Zeiteinheit Minute bezogen und dann auch als Kadenz bezeichnet. Die Bezugsgröße ist der Doppelschritt und die Maßeinheit für die Schrittfrequenz ist Doppelschritte pro Minute ([DS/min]). In der Literatur bezieht man sich bei der Schrittfrequenz häufig auf den Einzelschritt. Bei dieser Definition der Schrittfrequenz erhält man um den Faktor zwei größere Werte. Die Bezugsbasis bei der Bestimmung der Schrittfrequenz ist unbedingt zu beachten. Der Kehrwert der Schrittfrequenz f_0 ist die Doppelschrittdauer T_0. Sie wird in Sekunden angegeben:

$$T_0 = \frac{1}{f_0}$$ Gleichung 6

Das Produkt aus Doppelschrittdauer T_0 und Schrittlänge L betrachtet man häufig in der Literatur /[6-5], [6-6]/ als eigenständigen Gangparameter. Dieser Parameter gilt in einem breiten Geschwindigkeitsbereich als geschwindigkeits- und personenunabhängig. Man nennt diesen Parameter Schrittverhältnis SV. Das Schrittverhältnis wird definiert zu

$$SV = \frac{LT_0}{4}$$ Gleichung 7

Nach Literaturangaben schwankt SV bei Männer zwischen 0,39 - 0,44 m s und bei Frauen zwischen 0,34 - 0,40 m s /[2-19], [6-7]/. Eigene Untersuchungen zum Gehen auf dem Laufband ergaben einen größeren Schwankungsbereich (s. Abschnitt 8.1).

Für die Ganggeschwindigkeit gilt:

$$v = \frac{L}{T_0}$$ Gleichung 8

Unter Berücksichtigung von Gleichung 7 und konstantem Schrittverhältnis SV sind die Doppelschrittdauer T_0 und die Doppelschrittlänge L Funktionen der Schrittgeschwindigkeit v:

$$T_0 = 2\sqrt{\frac{\mathbf{SV}}{\mathbf{v}}}$$ Gleichung 9

$$L = 2\sqrt{\mathbf{SV} \cdot \mathbf{v}}$$ Gleichung 10

Als Maß für die Streuung der Einzelschritte dienen der Variationskoeffizient der Doppelschrittdauer T_{0rel} und die Variationskoeffizienten der Standphasendauer StP_{Lrel} und StP_{Rrel}.

6.3.3 Symmetrieparameter

Ein unauffälliger Gang wird unter anderem dadurch charakterisiert, daß visuell kein Unterschied zwischen linker und rechter Seite festzustellen ist. Asymmetrien beeinflussen das Gangbild stark. Die Gangsymmetrie ist daher ein wichtiges Gangkriterium /[6-8]/. Immer dann, wenn ein Parameter für linke und rechte Seite getrennt auswertbar ist , läßt sich auch ein Symmetrieparameter definieren. Dies ist beispielsweise bei der Stand- oder der Schwungphasendauer möglich.

Wenn G_L ein Gangparameter für die linke Seite und G_R der entsprechende Parameter für die rechte Seite ist, dann berechnet sich der zugehörige Symmetrieparameter G_S zu /[6-9]/:

$$G_S = \frac{(G_R - G_L)}{(G_R + G_L)} \cdot 100\%$$ Gleichung 11

Die Maßeinheit der Symmetrieparameter ist Prozent. Bei größerem rechten Gangparameter wird die zugehörige Symmetrie positiv.

6.3.4 Temporäre Gangparameter

Entsprechend dem in Abschnitt 3.2.1 beschriebenen Gangzyklus wird ein Doppelschritt in verschiedene Hauptphasen unterteilt. Man unterscheidet die Stand- und die Schwungphase des linken und rechten Beines. Der prozentuale Anteil an der Zeit eines Doppelschrittes, bei dem das linke Bein Bodenkontakt besitzt, wird als Standphasendauer links StP_L bezeichnet. Hat das linke Bein keinen Bodenkontakt mehr, spricht man von der Schwungphase links SP_L. Gleiches gilt für das rechte Bein. Stand- und Schwungphasendauer ergeben als Summe die Doppelschrittdauer. Man kann sich also auf eine der beiden Phasen beschränken.

Der Anteil an der Doppelschrittdauer, bei dem beide Füße den Boden kontaktieren, wird durch den Parameter Zweibeinstand ZBS beschrieben. Auch dieser Parameter wird, wie die oben genannten Schrittphasen, in Prozent der Doppelschrittdauer (% DSD) angegeben.

In Abb. 36 sind Standphase und Zweibeinstand für einen mittleren Schritt dargestellt. Wir unterscheiden die Zeitdauer der Lastübernahme des linken Beines $LÜ_L$ und der Lastübernahme rechts $LÜ_R$. Analog zur Standphasendauer läßt sich die Zeitdauer in der die Ferse bzw. der Vorfuß eines Beines Bodenkontakt hat als Fersenstand- bzw. Vorfußstanddauer definieren.

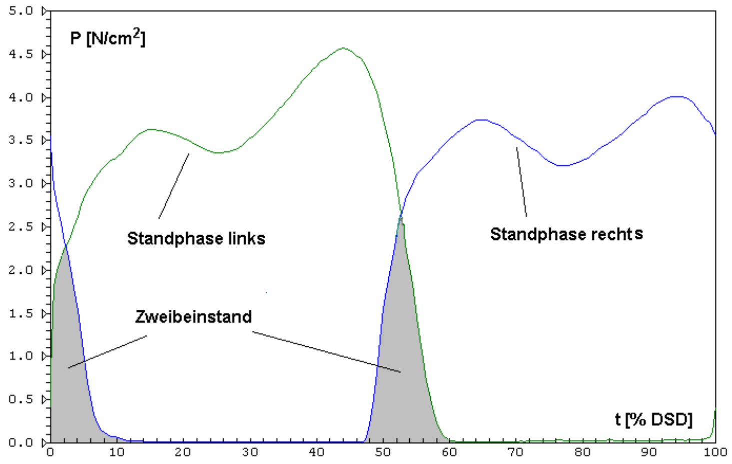


Abb. 36: Standphase und Zweibeinstand während eines Doppelschrittes

6.3.5 Herleitung von Gangparametern aus den Druckverläufen

6.3.5.1 Druck und Bodenreaktionskraft

Der Betrag der auf den i-ten Drucksensor wirkenden Bodenreaktionskraft f_i ergibt sich aus dem Produkt von Druck p_i und Sensorfläche a_i :

$$f_i = p_i \cdot a_i. \qquad \text{Gleichung 12}$$

Summiert man die zum Zeitpunkt t auftretenden Bodenreaktionskräfte f_i über alle Sensoren einer Sohle, dann erhält man die Summe aller auf die Sensorfläche einwirkenden Kräfte F_G:

$$F_G(t) = \Sigma p_i(t)\, a_i. \qquad \text{Gleichung 13}$$

Sind die Flächen der Sensoren konstant, vereinfacht sich Gleichung 13 zu

$$F_G(t) = a \cdot P_G(t), \qquad \text{Gleichung 14}$$

mit $a = a_i = \text{const}$ und

$$P_G(t) = \Sigma p_i. \qquad \text{Gleichung 15}$$

Unter der Voraussetzung, daß die Lage der Drucksensoren repräsentativ für die gesamte Sohle gewählt wurde, unterscheidet sich der zeitliche Verlauf der auf die gesamte Sohle wirkenden Bodenreaktionskraft $F_S(t)$ nur um einen konstanten Faktor von $F_G(t)$. Bei geeigneter Wahl von Zahl und Lage der Sensoren ist der zeitliche Verlauf der Bodenreaktionskraft F_S also proportional der Summe aller an den Sensoren einer Sohle gemessenen Drücke:

$$F_S(t) \sim P_G(t). \qquad \text{Gleichung 16}$$

Neben der Summation der Druckwerte über alle Sensoren ist es sinnvoll, die Druckwerte verschiedener Sohlenbereiche zusammenzufassen. Nicht in jedem Sohlenbereich befindet sich die gleiche Sensoranzahl. Um die Werte der jeweiligen Bereiche dennoch vergleichbar zu gestalten, wurde durch die Zahl der Sensoren des jeweiligen Bereiches dividiert. Es werden die in Tabelle 4 aufgelisteten Sohlenbereiche mit den zugehörigen zeitlichen Druckverläufen unterschieden.

Bereich	Symbol
Fersenbereich	$P_F(t)$
Mittelfußbereich	$P_M(t)$
Vorfußbereich	$P_V(t)$
Außenbereich	$P_A(t)$
Innenbereich	$P_I(t)$

Tabelle 4: Die Sohlenbereiche

6.3.5.2 Die Normierung des Druckverlaufes

Es ist naheliegend, daß der Druck unter dem Fuß vom Gewicht G_0 des Probanden abhängig ist. Andererseits ist für die Größe des Druckes entscheidend, auf welche Sohlenfläche A_0 sich das Körpergewicht verteilt. Im Rahmen einer Diplomarbeit wurde der Einfluß von Körpergewicht G_0 und Sohlenfläche A_0 auf verschiedene Sohlenparameter z. B. dem Druckmaximum untersucht /[6-10]/. Die Probanden gingen dabei mit sogenannten Gymnastikschuhen, welche nur eine sehr dünne Gummisohle ohne Absatz oder Fußbett hatten. Das Gehen mit solchen Schuhen kommt dem Barfußgehen sehr nahe. Für die Bodenreaktionsintegrale und das Druckmaximum konnte eine Korrelation mit dem Körpergewicht und der Schuhgröße, also der Sohlenfläche, festgestellt werden.

Körpergewicht und Sohlenfläche bzw. Schuhgröße sind individuelle Parameter. Der festgestellte Einfluß dieser Parameter auf die Bodenreaktionsintegrale und das Druckmaximum führt zu der Überlegung, diesen durch Einführung einer geeigneten Normierungsgröße zu eliminieren. Dieser personenbezogenen Parameter ist der Quotient aus Gewicht und Sohlenfläche A_0 und wird als Körpergewichtsdruck KGD bezeichnet. Der Körpergewichtsdruck stellt den Druck dar, welchen die Gewichtskraft des Probanden auf die Fläche der Sohle eines Fußes ausübt. Der Körpergewichtsdruck ist ein Maß für den statischen Druck des Körpergewichtes. Es gilt:

$$\mathrm{KGD} = \frac{\mathbf{G_0} \cdot \mathbf{g}}{\mathbf{A_0}} \text{ [N/cm}^2\text{]}, \qquad \text{Gleichung 17.}$$

Hierbei ist G_0 in kg, A_0 in cm² und die Erdbeschleunigung g in 9,8067 m/s² anzugeben.

Um den individuellen Einfluß des Körpergewichtsdruckes auf die Sohlenparameter auszuschließen, wurden die Druckverläufe unter dem Fuß auf den Körpergewichtsdruck normiert.

6.3.5.3 Die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Druckverläufe

Bevor man beginnt, aus den Druckverläufen unter dem Fuß geeignete Parameter zur Charakterisierung des Ganges zu definieren, ist es zweckmäßig, einige grundlegende Untersuchungen anzustellen. Aus diesem Grund ist daher die Geschwindigkeitsabhängigkeit des Druckverlaufes unterm Fuß beim Gehen untersucht worden /[6-10]/.

Die Messungen erfolgten an Probanden, die nach eigenen Angaben keine Probleme beim Gehen hatten. Es wurden sowohl weibliche als auch männliche Versuchspersonen vermessen. Das mittlere Alter betrug 25,9 Jahre. Die Messungen fanden auf dem Laufband statt. Vor der eigentlichen Messung hatten die Probanden die Möglichkeit, sich auf dem Laufband einzulaufen. Als Laufbandgeschwindigkeiten wurden 1,5 km/h, 3,0 km/h, 4,0 km/h und 5 km/h gewählt. Einige Probanden sind auch noch bei Geschwindigkeiten größer 6 km/h vermessen worden. Ausgewertet wurde der mittlere Schritt.

In Abb. 37 bis Abb. 42 ist der Verlauf des mittleren Sohlendruckes unterm Fuß P_{rel}, normiert durch den Körpergewichtsdruck, für die Standphase dargestellt. Zusätzlich zu den Mittelwerten MW sind auch die Standardabweichungen St. mit eingezeichnet. Die Verläufe sind Mittelwerte aller in /[6-10]/ ausgewerteten Versuchspersonen.

Trotz der großen Standardabweichung hat die Kurvenform eine ausgeprägte Geschwindigkeitsabhängigkeit. Bei sehr geringen Geschwindigkeiten steigt der Druck bis etwa Standphasenmitte an und hat hier sein Maximum (Abb. 37). Danach sinkt der Druck wieder ab.

Mit zunehmender Geschwindigkeit geht der Druckverlauf in eine zweigipflige Kurve über. Am stärksten ausgeprägt ist die Zweigipfligkeit bei der höchsten Ganggeschwindigkeit (Abb. 42).

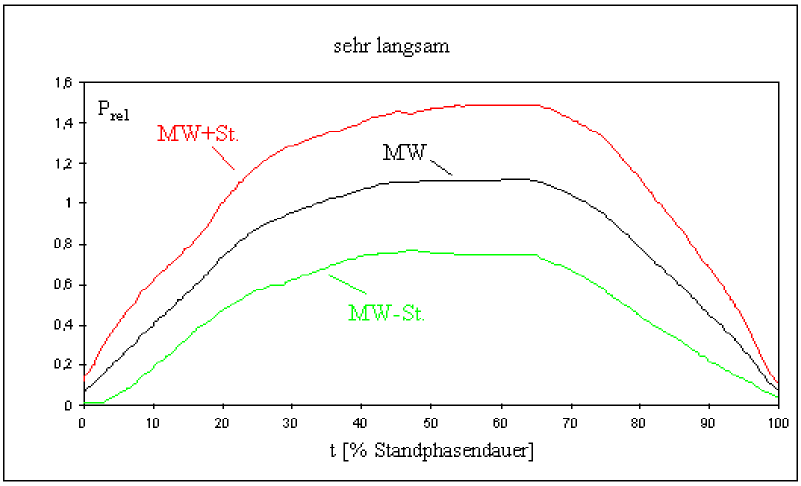


Abb. 37: Mittlerer Druckverlauf in der Standphase bei sehr langsamer Geschwindigkeit

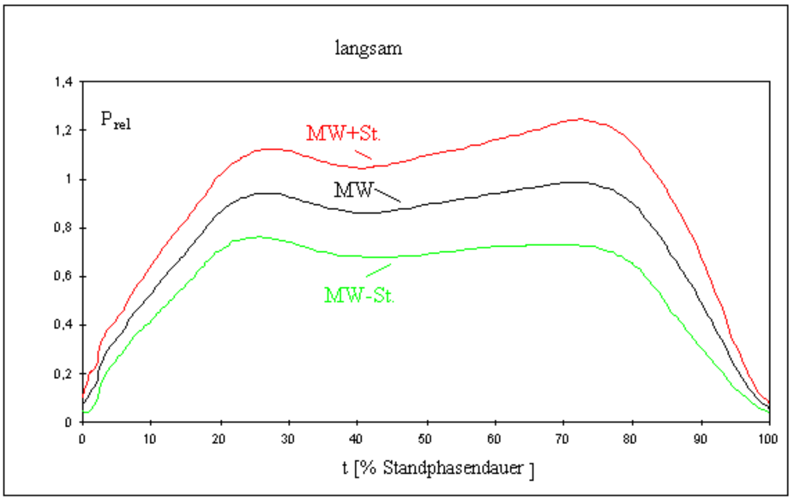


Abb. 38: Mittlerer Druckverlauf in der Standphase bei langsamer Geschwindigkeit

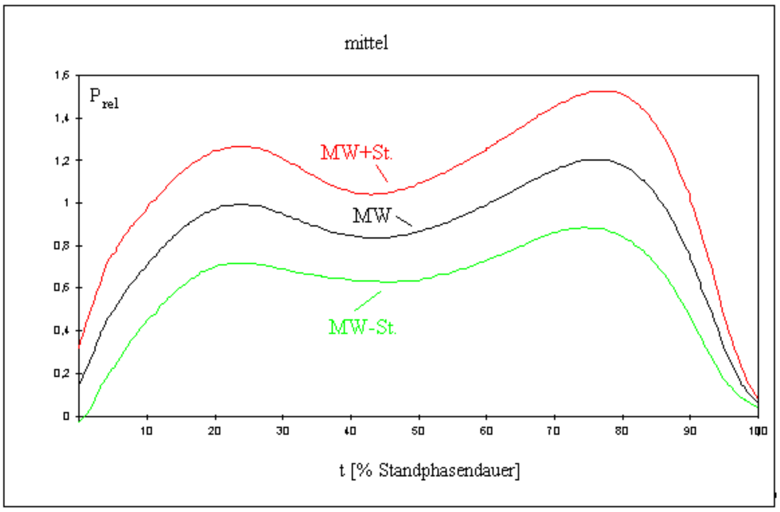


Abb. 39: Mittlerer Druckverlauf in der Standphase bei mittlerer Geschwindigkeit

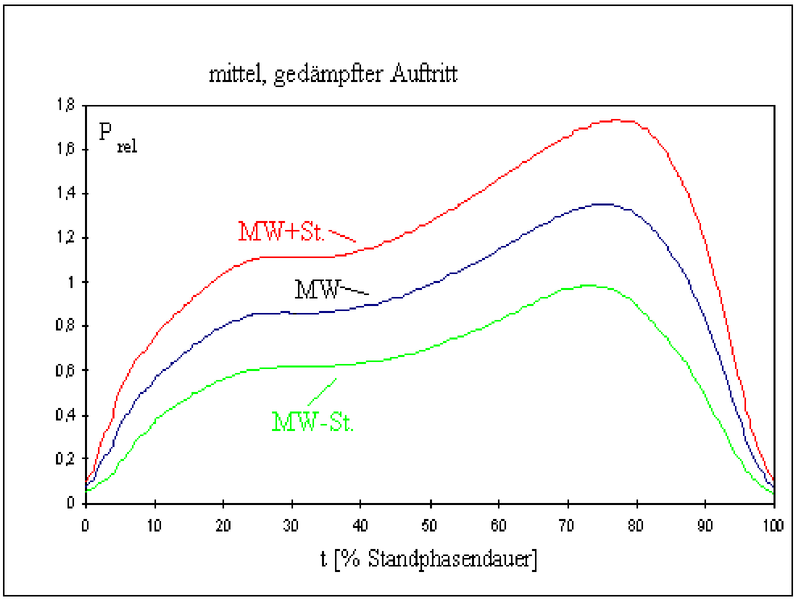


Abb. 40: Mittlerer Druckverlauf in der Standphase bei mittlerer Geschwindigkeit, gedämpfter Auftritt

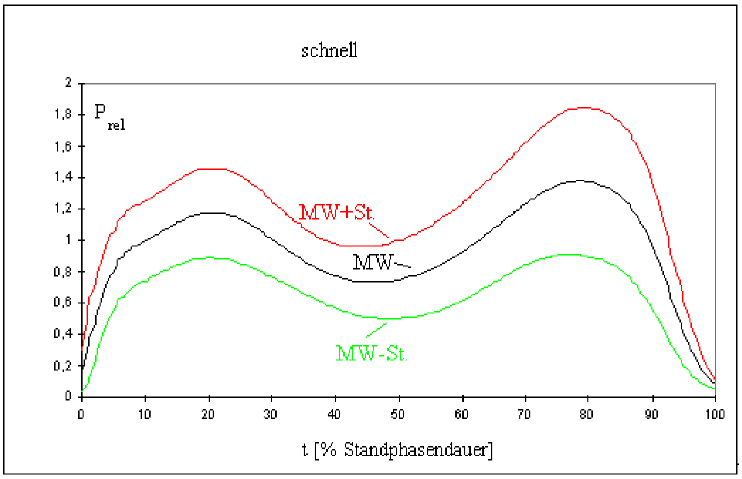


Abb. 41: Mittlerer Druckverlauf in der Standphase bei schneller Geschwindigkeit

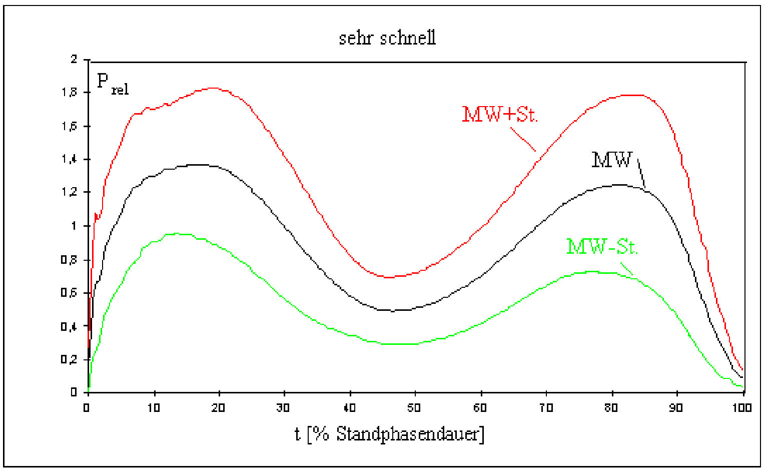


Abb. 42: Mittlerer Druckverlauf in der Standphase bei sehr schneller Geschwindigkeit

Bei sehr geringen Geschwindigkeiten hatten die Probanden einen unsicheren Gang und empfanden das Tempo als belastend. Als optimal wurde die Geschwindigkeit im mittleren bis schnellen Bereich angesehen.

Das Druckmaximum im ersten Drittel der Standphase, welches sich bei mittleren bis höheren Geschwindigkeiten ausprägt , resultiert aus dem Abbremsvorgang während der Lastübernahme. Etwa in der Mitte der Standphase kommt es aufgrund eines Nachfederns des Knies zu einer Teilentlastung des Fußes. Am Ende der Standphase erfolgt der Abstoß des Fußes, was einen erneuten Druckanstieg zur Folge hat. Die Druckmaxima infolge Auftritt und Abstoß treten erst bei mittleren Geschwindigkeiten auf und verstärken sich mit wachsender Geschwindigkeit.

Die Kurvenverläufe des Druckes entsprechen erwartungsgemäß etwa den Kraftkurven, die mit Kraftmeßplattformen gemessen wurden (vergl. Abschnitt 6.3.5.1) /[6-11]/.

Im mittleren Geschwindigkeitsbereich ist eine weitere Kurvenform zu beobachten, welche durch das Fehlen des Auftrittsmaximums charakterisiert ist. Gründe für das Fehlen können sowohl individuelle Gangeigenheiten, als auch spezielle Dämpfungseigenschaften der bei der Messung getragenen Schuhe sein.

Es lassen sich drei Grundtypen des Druckverlaufes unterscheiden (Tabelle 5). Die Übergänge zwischen den Typen sind fließend.

Kurventyp	**Geschwindigkeitsbereiche**	**Lage der Extrema**		
		1. Drittel	**2. Drittel**	**3. Drittel**
Typ 1	Sehr langsam bis langsam	---------------	Maximum	---------------
Typ 2	Langsam bis sehr schnell	Maximum	Minimum	Maximum
Typ 3	Sehr langsam bis schnell	---------------	---------------	Maximum

Tabelle 5: Grundtypen des Druckverlaufes unterm Fuß während des Ganges

Typ 1 tritt ausschließlich bei sehr langsamer bis langsamer Geschwindigkeit auf. Diese Geschwindigkeit wird für die meisten gesunden Probanden als unangenehm empfunden. Eigene Messungen an Patienten mit Beeinträchtigungen am Bewegungsapparat ergaben jedoch, daß gerade eine sehr langsame bis langsame Geschwindigkeit für diesen Personenkreis typisch ist. Sohlenparameter, die auch für den pathologischen Gang anwendbar sein sollen, müssen demzufolge geringe Geschwindigkeiten und damit Druckverläufe vom Typ 1 berücksichtigen.

Die Kurvenverläufe des Typs 2 und 3 sind charakteristisch für den unauffälligen Gang. Typ 2 wird in der Literatur am häufigsten dargestellt. Parameter zur quantitativen Beschreibung der Verläufe beziehen sich oft auf die Form der Kurven. Solche Parameter sind u.a. die Lage der Extrema (z.B. das Auftrittsmaximum), Kurvenanstiege und ähnliches.

Zu diesen Parametern ist folgendes kritisch anzumerken. Wie nachgewiesen wurde, hängt die Kurvenform stark von der Ganggeschwindigkeit ab. Werden nun Parameter genutzt, die mit der Form zusammenhängen, dann trifft man meist nur indirekt Aussagen zur Ganggeschwindigkeit.

Solche Parameter sind allenfalls sinnvoll im direkten Vergleich zwischen linkem und rechtem Bein. Entsprechen die Kurven nicht der Idealvorstellung eines zweigipfligen Verlaufes (was beim pathologischen Gang sehr häufig der Fall ist), dann ist oft keine Berechnung obiger Parameter möglich.

6.3.5.4 Die Bodenreaktionsintegrale

In der Mechanik wird das zeitliche Integral einer Kraft F als Kraftstoß definiert /[6-12]/. Ein auf einen Körper einwirkender Kraftstoß hat eine Änderung des Impulses I' des Körpers zur Folge. Es gilt:

$$I'_2 - I'_1 = \int_{t1}^{t2} \mathbf{F} \, \mathbf{dt} \,. \qquad \text{Gleichung 18}$$

In Analogie hierzu läßt sich der Bodenreaktionsimpuls I'_B als zeitliches Integral der Bodenreaktionskraft B_S über die Standphasendauer StP definieren:

$$I'_B = \int_{StP} \mathbf{B_S dt} \,, \qquad \text{Gleichung 19}$$

oder unter Berücksichtigung von Gleichung 16:

$$I'_B = \text{const.} \int_{StP} P_G \, dt \, . \qquad \text{Gleichung 20}$$

Wenn wir Gleichung 20 verallgemeinern, läßt sich das Druckintegral I folgendermaßen definieren:

$$I = \int_{t_1}^{t_2} P dt \qquad \text{Gleichung 21.}$$

In Abhängigkeit von der Lage der Integralgrenzen, bzw. der ausgewerteten Sohlenbereiche können wir verschiedene Druckintegrale bestimmen.

Näherungsweise kann der Druckverlauf unter dem Fuß in zwei Phasen unterteilt werden. Wir unterscheiden die Auftritt - und die Abstoßphase. Als Grenze zwischen diesen beiden Phasen kann beim Kurvenverlauf des Typs 2 das Minimum zwischen den beiden Maxima angesehen werden. Da dieses Minimum bei den Typen 1 und 3 jedoch nicht vorhanden ist, wird pragmatisch als Grenze zwischen Auftritt und Abstoß der Zeitpunkt bei 50 % der Standphasendauer definiert. Das Auftrittsintegral I_{Au} ist dann das zeitliche Integral des Druckes $P_G(t)$ zwischen dem Initialkontakt und der Mitte der Standphasendauer (StP/2). Das Abstoßintegral I_{Ab} errechnet sich aus dem zeitlichen Integral des Druckes $P_G(t)$ über die zweite Hälfte der Standphasendauer.

Wird über den Druck des Fersenbereiches integriert, erhalten wir das Fersenintegral. Entsprechendes gilt für die anderen Fußbereiche. Insgesamt ergeben sich also je Fuß 8 Bodenreaktionsintegrale (Tabelle 6). Die Druckintegrale lassen sich für alle Typen des Druckverlaufes unterm Fuß berechnen. Sie sind ein Maß für die Belastung Füße beim Gehen.

Druckintegral	**Berechnung**	**Druckintegral**	**Berechnung**
Gesamtintegral:	$I_G = \int_0^{StP} P_G dt$	Mittelfußintegral:	$I_M = \int_0^{StP} P_M dt$
Auftrittintegral:	$I_{Au} = \int_0^{StP/2} P_G dt$	Vorfußintegral:	$I_V = \int_0^{STP} P_V dt$
Abstoßintegral:	$I_{Ab} = \int_{STP/2}^{STP} P_G dt$	Außenfußintegral:	$I_A = \int_0^{STP} P_A dt$
Fersenintegral:	$I_F = \int_0^{STP} P_F dt$	Innenfußintegral:	$I_I = \int_0^{STP} P_I dt$

Tabelle 6: Die Bodenreaktionsintegrale

Die Absolutwerte der Druckintegrale sind abhängig vom Meßsystem. Absolutwerte verschiedener Meßsysteme sind also nicht miteinander vergleichbar.

Beim unauffälligen Gang korrelieren die Integrale I_{Au} und I_F bzw. I_{Ab} und I_V sehr stark miteinander. Im Falle des pathologischem Ganges (z.B. Schongang wegen verletzter Ferse oder aufgrund eines Streckdefizites des Knies) ist dies häufig nicht der Fall.

Die Größe der Bodenreaktionsintegrale wird sowohl durch die Druckwerte als auch durch das Integrationsintervall beeinflußt. Teilt man die Integrale durch das Integrationsintervall, z.B. das Fersenintegral durch die Zeitdauer, in der die Ferse Bodenkontakt hat, dann ergibt sich eine Größe mit der Dimension des Druckes. Das so normierte Integral entspricht dem mittleren Druck in dem betrachteten Zeitintervall und dem Ort unterm Fuß. Um schließlich noch die individuellen Parameter Körpergewicht und Schuhgröße zu berücksichtigen, werden die Bodenreaktionsintegrale auf den Körpergewichtsdruck bezogen. Man erhält eine dimensionslose Größe.

Die Symmetrie der Druckintegrale I_S ist ein Maß für die Symmetrie der Belastung der Beine. Diese Symmetrie entzieht sich der visuellen Beurteilung. Für alle Bodenreaktionsintegrale ist eine Berechnung der Symmetrie möglich.

6.3.5.5 Die Dynamik des Druckschwerpunktes

Als Schwerpunkt eines Körpers wird der Punkt bezeichnet, an dem die Summe aller Kräfte und Kraftmomente gleich Null ist. Der Ortsvektor $\Re$ des Körperschwerpunktes ist definiert zu:

$$\Re = \frac{\sum_i (m_i \cdot r_i)}{\sum_i m_i}, \qquad \text{Gleichung 22}$$

mit

m_i - Masse des Punktes i

r_i - Ortsvektor des Punktes i.

Während des Gehens findet eine ständige Verlagerung des Körperschwerpunktes (COP) statt. Diese Verlagerung erfolgt sowohl horizontal als auch vertikal (vergl. Abschnitt 3). Eine exakte Berechnung der Koordinaten des sich zeitlich ändernden Körperschwerpunktes ist nur realisierbar bei genauer Kenntnis der Lage aller Punkte des menschlichen Körpers. Durch Modellbildung ist eine Vereinfachung der Rechnung möglich. Näherungsweise läßt sich dann die Änderung der Koordinaten des Körperschwerpunktes aus der Lageänderung der Extremitäten, des Rumpfes und des Kopfes bestimmen.

Ein einfaches Abbild des Zeitverhaltens der Schwerpunktkoordinaten in der Horizontalebene erhält man auch durch Auswertung der Druckverteilung unter den Füßen während des Gehens. Zur Berechnung der Koordinaten dieses Druckschwerpunktes definieren wir ein Sohlenkoordinatensystem mit dem Koordinatenursprung zwischen linker und rechter Sohle (Abb. 43). Da der reale Sohlenabstand a und die relative Sohlenlage bzgl. y-Achse nicht bekannt sind, wird der Sohlenabstand a zur Vereinfachung als Konstante angenommen. Die Winkel α_1 und α_2 werden zu 90° gesetzt. In diesem Koordinatensystem lassen sich die Koordinaten X_S und Y_S des Druckschwerpunktes zum Zeitpunkt t folgendermaßen definieren:

$$X_S = \frac{\sum_i (p_i(t) \cdot x_i)}{\sum_i p_i(t)} \qquad \text{Gleichung 23}$$

und

$$Y_S = \frac{\sum_i (p_i(t) \cdot y_i)}{\sum_i p_i(t)} \qquad \text{Gleichung 24}$$

mit

p_i (t)- Druck am Sensor i,

y_i - y-Koordinate von Sensor i,

x_i - x-Koordinate von Sensor i.

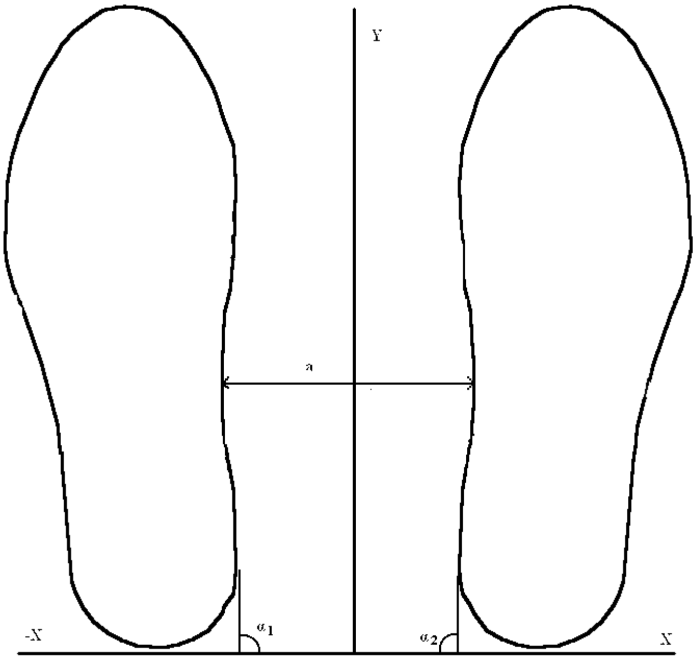


Abb. 43: Sohlenkoordinaten-system

Summiert man gemeinsam über alle linken und rechten Sohlensensoren erhält man den Druckschwerpunkt für das gesamten Sohlensystem. Der zeitliche Verlauf des Ortsvektors des Schwerpunktes ergibt innerhalb des in Abb. 43 definierten Koordinatensystems beim unauffälligen Gang das Bild eines Schmetterlings (Abb. 44). Die Darstellung wird als Zyklogramm bezeichnet und enthält sowohl Informationen über den Lastwechsel zwischen linkem und rechtem Bein (X-Koordinate) als auch über das Abrollverhalten (Y- Koordinate).

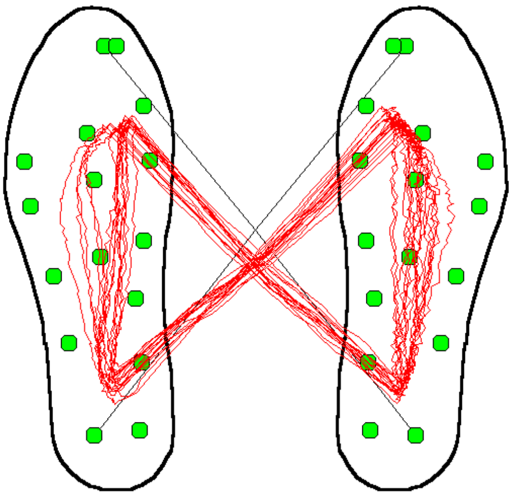


Abb. 44: Zyklogramm eines gangunauffälligen Probanden

Der zeitliche Verlauf der Koordinaten des Druckschwerpunktes läßt sich für beide Bewegungsrichtungen separat darstellen (Abb. 45). Diese Darstellungsform wird als DSP-Dynamik (Dynamik des Druckschwerpunktes) bezeichnet.

Wertet man die Druckschwerpunkte für die linke und die rechte Sensorsohle getrennt aus, d.h. summiert man nur über die Sensoren einer Sohle, dann erhält man die Ganglinien der beiden Füße (Abb. 46). Die Ganglinien sind ein anschauliches Abbild des Abrollverhaltens beim Gehen.

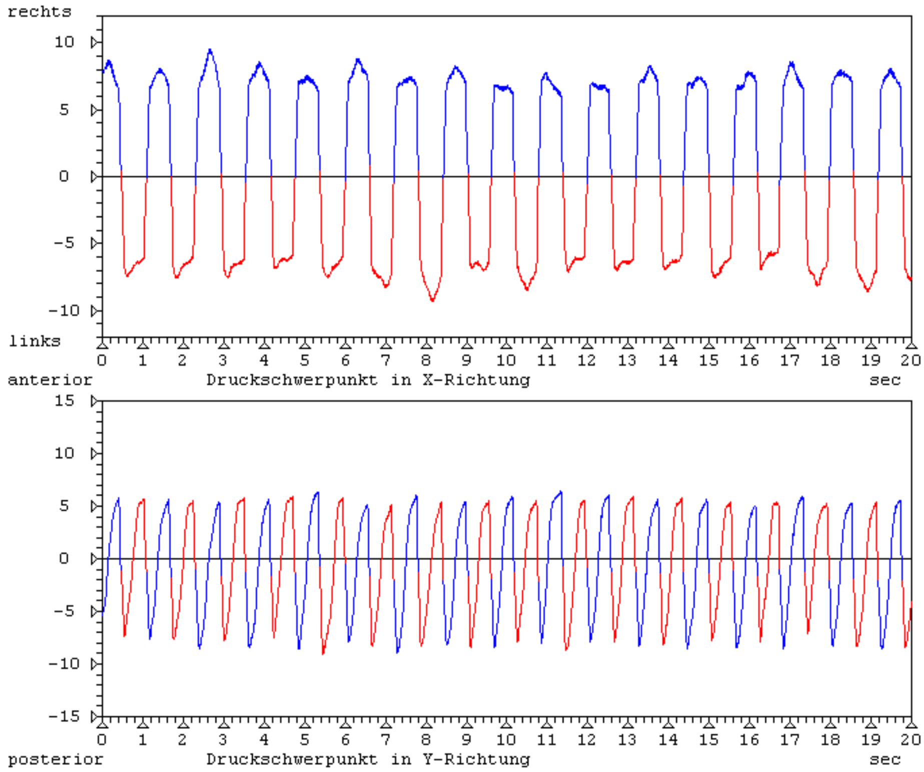


Abb. 45: Die DSP-Dynamik eines gangunauffälligen Probanden

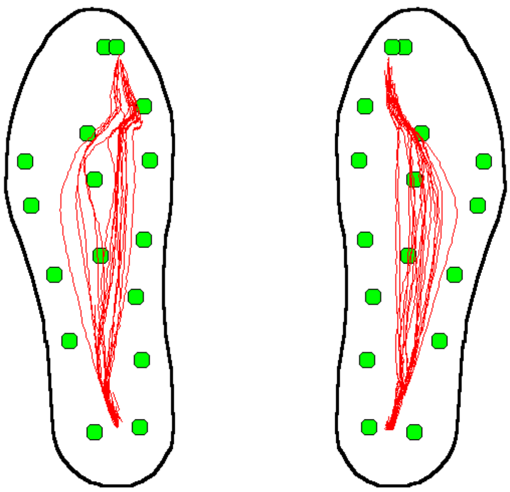


Abb. 46: Die Ganglinien eines gangunauffälligen Probanden

6.3.5.6 Die Beurteilung des Abrollverhaltens

Zur Beurteilung des Abrollverhaltens wurden folgende Parameter definiert:

1. Effektive Fußlänge L_{eff}
2. Ganglinienbreite GI
3. Überlappungsintegral FV
4. Zweifersenstand ZFS
5. Zweivorfußstand ZVS

Der Parameter „Effektive Fußlänge“ L_{eff} ergibt sich aus der Länge der Ganglinie und wird in Prozent der wirksamen Sohlenlänge (Abstand zwischen den beiden in Y-Richtung am weitesten auseinander liegenden Drucksensoren) angegeben. Dabei ist zu beachten, daß nicht die Ganglinie aller Einzelschritte, sondern die des mittleren Schrittes zur Bestimung herangezogen wird

Die Ganglinienbreite Gl errechnet sich aus der Standardabweichung der X-Koordinate der Ganglinie. Zu schmale Ganglinien deuten auf Koordinationsstörungen oder Ermüdungserscheinungen hin (/[6-13]/). Bei Verletzungen am Sprunggelenk (vergl. Abb. 116) und beim Prothesengang lassen sich beispielsweise häufig sehr schmale Ganglinien beobachten. Ebenso können zu breite Ganglinien ein Hinweis auf Gangstörungen sein.

In Abb. 47 sind die Druckverläufe von Ferse und Vorfuß des gleichen Beines dargestellt. Im mittleren Teil der Standphase überlappen die Druckverläufe von Ferse und Vorfuß. Das Überlappungsintegral FV (graue Fläche) wird als Gangparameter ausgewertet. Diese Fläche ist ein Maß für die Art des Aufsetzens des Fußes. Setzt man mit dem gesamten Fuß gleichzeitig auf, dann ist dieser Parameter sehr hoch. Die Größe des Überlappungsintegrals wird auf das Bodenreaktionsintegral bezogen und in Prozent angegeben.

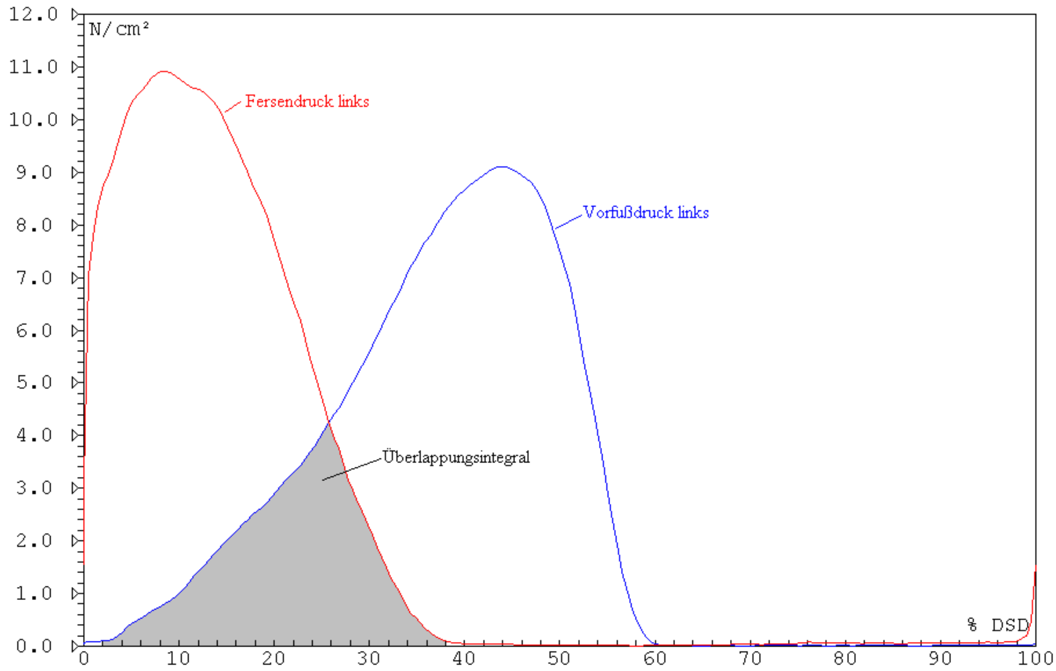


Abb. 47: Das Überlappungsintegral eines gangunauffälligen Probanden

Den zeitlichen Anteil eines mittleren Doppelschrittes, bei dem die linke und die rechte Ferse gleichzeitig am Boden sind, bezeichnet man als Zweifersenstand ZFS. Beim unauffälligen Gang liegt dieser Parameter bei Null oder nahe Null. Ein z.B. den Vorfuß entlastender Schongang vergrößert diesen Parameter stark.

Analog zum Zweifersenstand wird der Zweivorfußstand ZVS definiert. Üblicherweise beträgt der Zweivorfußstand ca. 5 % der Doppelschrittdauer. Schonhaltungen, aber auch Knie-Streckdefizite erhöhen den Zweivorfußstand.

6.3.6 Herleitung von Gangparametern aus den Gelenkwinkelverläufen

6.3.6.1 Knieparameter

Der typische Verlauf des Kniewinkels während eines Doppelschrittes ist in Abb. 48 dargestellt. Zur besseren Orientierung ist der Druckverlauf unter der linken Sohle mit eingezeichnet.

Beim Initialkontakt ist der Kniewinkel etwa in Neutralstellung. Zur Dämpfung des Stoßes beim Auftritt wird das Knie leicht gebeugt. Die Größe des lokalen Kniewinkelmaximums in der Phase der Belastungsantwort gilt daher als Maß für die Kniedämpfung. Im Mittelstand erreicht das Knie seine maximale Streckung. Das Hauptmaximum des Kniewinkelverlaufes definiert den Beginn der mittleren Schwungphase. Die Größe und die Lage der drei Extrema werden als Knieparameter ausgewertet.

Während die Lage der Extrema noch gut bestimmbar ist, hängt die Genauigkeit der Absolutwerte der Winkel stark von der Sorgfalt und dem Aufwand bei der Messung ab (vergl. Abschn. 5.2.3). Insbesondere die Absolutwerte des lokalen Maximums in der Phase der Belastungsantwort und des Minimums im Mittelstand sind daher für Routineuntersuchungen in der klinischen Praxis keine geeigneten Parameter.

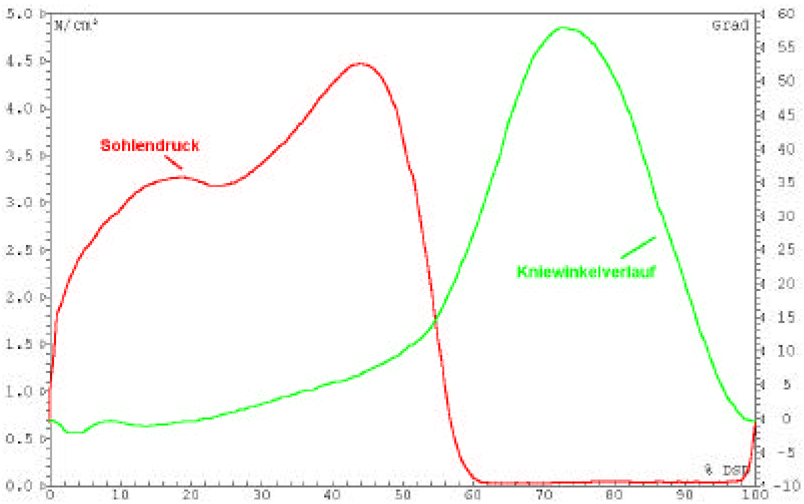


Abb. 48: Der Kniewinkelverlauf während eines Doppelschrittes

Die Winkeldifferenz zwischen Hauptmaximum und Minimum wird als Kniebeugeumfang bezeichnet. Sie ist unabhängig von der Nullstellung der Goniometer und ein Maß für die Knieaktivität. Die zeitliche Ableitung des Winkelverlaufes ist naturgemäß ebenfalls nicht von der Nullstellung der Goniometer abhängig (Abb. 49).

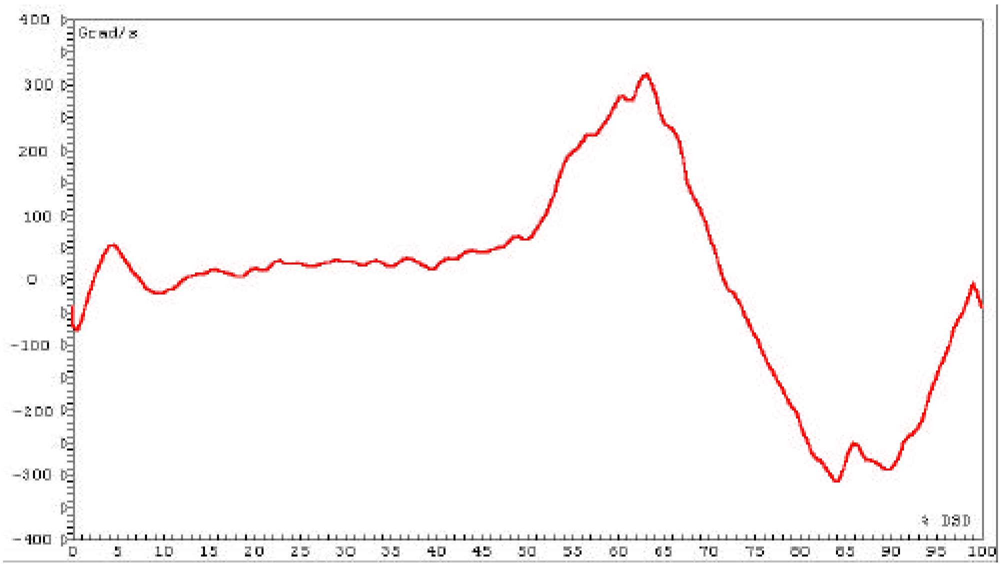


Abb. 49: Der Verlauf der Winkelgeschwindigkeit des Knies während eines Doppelschrittes

Ebenso wie beim Winkelverlauf kann auch beim Verlauf der Winkelgeschwindigkeit Lage und Größe der Extrema bestimmt werden. Winkelgeschwindigkeiten größer Null entsprechen einer Beugung und kleiner Null einer Streckung des Kniegelenkes.

Der Abb. 49 kann also direkt entnommen werden, in welcher Phase des Doppelschrittes das Knie gebeugt und in welcher gestreckt wird. Die Zeitdauer der Kniebeugung t_{KB} und der Kniestreckung t_{KS} während eines Doppelschrittes sind somit bestimmbar. Das Maximum im Verlauf der Kniewinkelgeschwindigkeit entspricht der maximalen Beugegeschwindigkeit, das Minimum der maximalen Streckgeschwindigkeit.

Wird zeitsynchron zum Kniewinkelverlauf der Druckverlauf unterm Fuß gemessen, dann ist der Kniewinkel zu Beginn und Ende der Standphase bestimmbar. Eine Schädigung des Knies oder des Sprunggelenkes kann manchmal bei diesen Parametern Abweichungen vom Normalwert zur Folge haben. Aber auch für den Sportbereich sind diese Größen wichtig. Bei den Sportgehern beispielsweise ist das Hauptkriterium für sauberes Gehen, daß bei Fußauftritt das Knie gestreckt ist.

6.3.6.2 Hüftparameter

Die Abb. 50 enthält den zeitlichen Verlauf des Hüftwinkels. Die maximale Hüftstreckung erfolgt in der Prä-Schwungphase, kurz vor dem Abstoß des Fußes. Das Maximum in der Beugung wird am Ende der mittleren Schwungphase erreicht. Aufgrund dessen, daß der Oberkörper in der Phase der Belastungsantwort leicht nach vorn geneigt wird, erhält man häufig kurz nach dem Auftritt des Fußes ein lokales Maximum der Hüftbeugung.

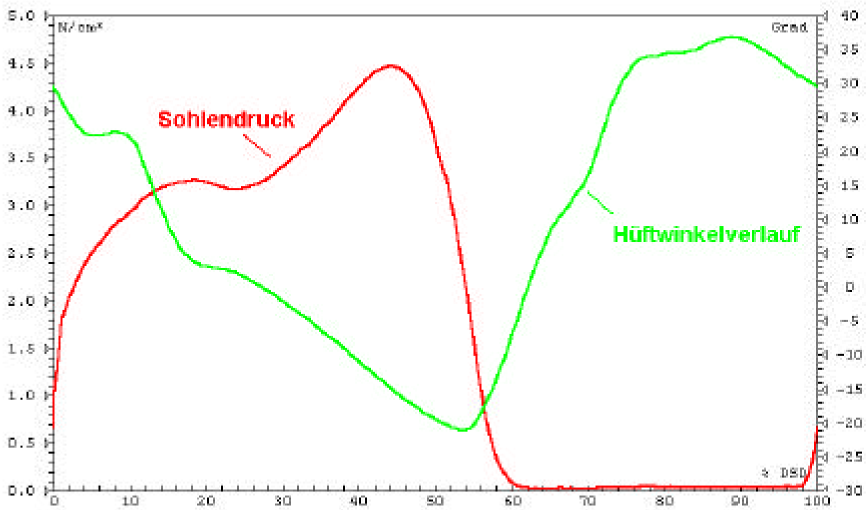


Abb. 50: Der Verlauf des Hüftwinkels während eines Doppelschrittes

Analog zu den Knieparametern dienen Größe und Lage der Extrema zur Auswertung als Hüftparameter. Ebenso wie das lokale Kniewinkelmaximum ist das lokale Hüftwinkinkelmaximum in der Phase der Belastungsantwort kein geeigneter Parameter des Hüftwinkelverlaufes.

Die Winkeldifferenz zwischen Minimum und Maximum wird als Hüftbeugeumfang bezeichnet.

In Abb. 51 ist der Verlaufes der Hüftwinkelgeschwindigkeit dargestellt. Ebenso wie beim Knie sind die Lage und die Größe der Extrema der Kurve der Hüftwinkelgeschwindigkeit Parameter zur Charakterisierung des Ganges. Werte der Winkelgeschwindigkeit kleiner als Null entsprechen einer Streckung des Gelenkes, Werte größer als Null einer Beugung.

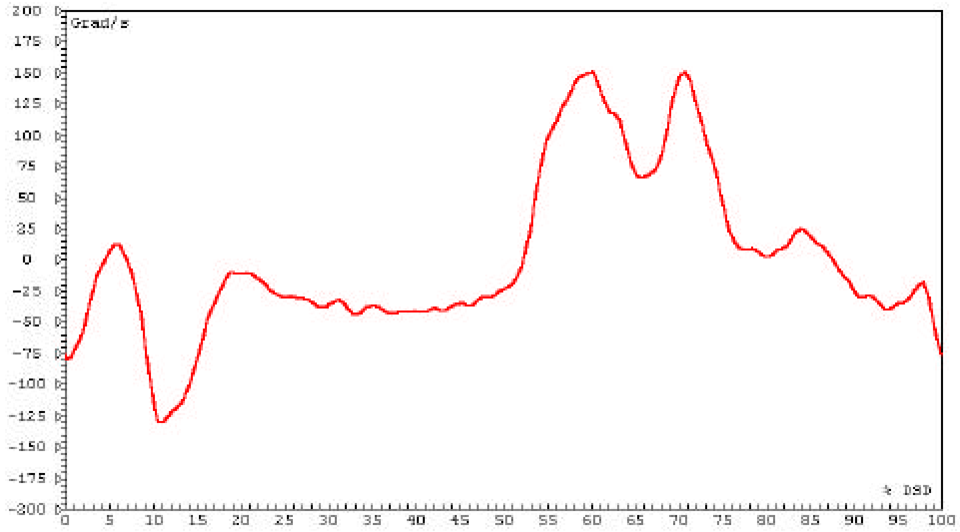


Abb. 51: Der Verlauf der Hüftwinkelgeschwindigkeit während eines Doppelschrittes

6.3.6.3 Sprunggelenksparameter

Die Abb. 52 enthält die grafische Darstellung des Winkelverlaufes des oberen Sprunggelenkes.

Die Lage der Extrema während der Standphase kann zur Definition der Grenzen der Gangphasen verwendet werden. Das ersten Streck-Extremums befindet sich kurz vor dem Abstoß des kontralateralen Beines, der den Beginn des Mittelstandes definiert. Der Fuß bekommt vollständigen Bodenkontakt. Im Mittelstand behält der Fuß diesen Bodenkontakt. Dies wird durch die Beugung des Sprunggelenkes möglich. Mit Beginn des Terminalstandes erfolgt eine erneute Streckung des Sprunggelenkes, die ihr Maximum unmittelbar nach dem Abstoß des Fußes erreicht. Es wird die Winkeldifferenz zwischen den Extrema ausgewertet. Diesen Parameter bezeichnet man als Sprunggelenks-Beugeumfang.

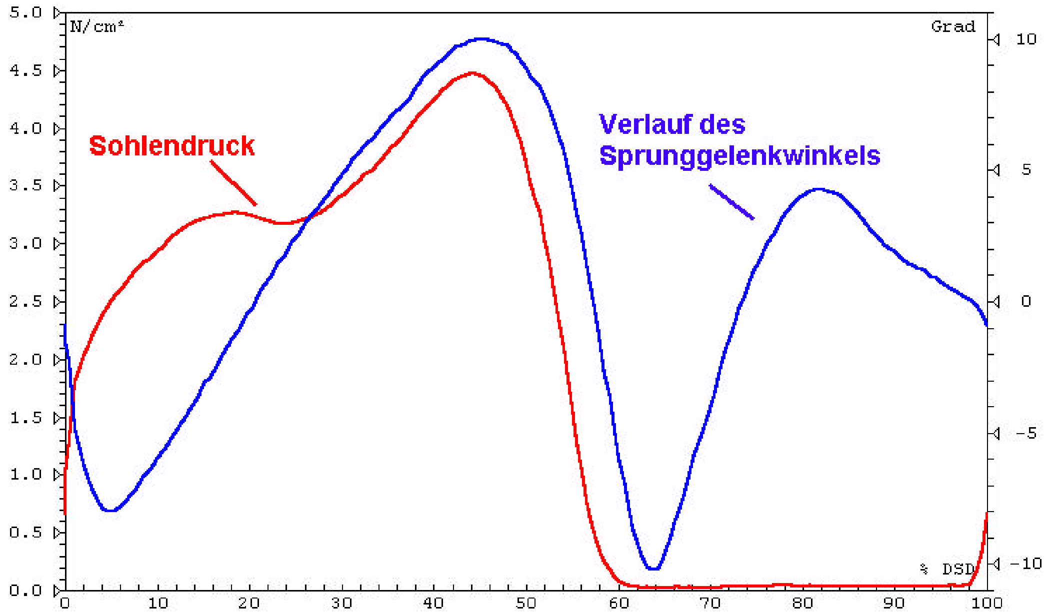


Abb. 52: Der Winkelverlauf des oberen Sprunggelenkes während eines Doppelschrittes

7 Statistische Verfahren zur Auswertung der Gangparameter

Die statistischen Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurden mit Hilfe des Computerprogramms „SPSS für Windows“ durchgeführt /[7-1]/. Die Auswahl der Tests erfolgte unter Berücksichtigung der Verteilung der zu untersuchenden Parameter. Wie vorangegangene Arbeiten zeigten, kann im allgemeinen nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden /[6-10]/. Daher wurde vorzugsweise mit nichtparametrischen Tests gearbeitet, welche bei Variablen mit Ordinal- oder Nominalskalierung und bei nicht normalverteilten Variablen zur Anwendung kommen. Konnte eine Normalverteilung für die zu testende Variable angenommen werden, ist ein parametrischer Tests eingesetzt worden da diese zu klareren Ergebnissen führen.

7.1 Korrelationsrechnungen

Zur Analyse des Einflusses einer unabhängigen Variablen , z.B. der Körpergröße der Versuchsperson oder der Ganggeschwindigkeit, auf die abhängigen Gangparameter, z.B. der Schrittlänge, muß der statistische Zusammenhang zwischen diesen überprüft werden.

Wenn man von einer Stichprobe zweier in der Grundgesamtheit normalverteilter Variablen X und Y ausgehen kann, z.B. bei dem Gangparameter Schrittlänge /[6-10]/, und man weiterhin eine näherungsweise lineare Abhängigkeit zwischen beiden Variablen annimmt, dann läßt sich ihr Zusammenhang durch den Pearsonschen Korrelationskoeffizienten r_{xy} beschreiben. Der Korrelationskoeffizient r_{xy} errechnet sich wie folgt:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \overline{x})(y_i - \overline{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \overline{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^{n}(y_i - \overline{y})^2}}$$

Hierbei sind $x_1,...,x_n$ Werte von X mit dem Mittelwert $\overline{x}$ und $y_1,...,y_n$ Werte von Y mit dem Mittelwert $\overline{y}$, die paarweise in der Form $(x_1,y_1),...,(x_n,y_n)$ erhoben werden. /[7-2]/.

Der Wert des Korrelationskoeffizienten liegt stets zwischen -1 und +1. Die Korrelation von zwei unabhängigen Variablen ist dann genau Null. Ein starker positiver Zusammenhang wird durch einen Korrelationskoeffizienten von +1 ausgedrückt, ebenso ist für r_{xy}= -1 von einem stark negativen Zusammenhang auszugehen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson ist dimensionslos und unabhängig von einem Vertauschen der Variablen.

Kann für die Variablen X und Y nicht von der Annahme der Normalverteilung ausgegangen werden, dann muß man die Korrelation mit Hilfe sogenannter Rangkorrelationskoeffizienten schätzen. Es wird der Zusammenhang zwischen den Variablen X und Y aufgrund der Ranginformationen ermittelt /[7-3]/.

Der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman r_s leitet sich aus der Berechnungsvorschrift des Pearsonschen Korrelationskoeffizienten ab. Es werden hierzu die Rangzahlen $R(x_i)$ und $R(y_i)$ für die n Werte der Variablen X und Y so vergeben, daß in jeder der beiden Variablenreihen der kleinste Wert den Rang 1 und der größte den Rang n erhält. Sind mehrere Werte einer Variablen gleich, dann wird als Rang das arithmetische Mittel innerhalb des Rangbereiches vergeben. Diese Fälle bezeichnet man als Bindungen. Der Spearmansche Rangkorrelationskoeffizient r_s wird folgendermaßen berechnet:

$$r_s = \frac{\sum_{i=1}^{n}\left(R(x_i) - \overline{R}(x)\right)\left(R(y_i) - \overline{R}(y)\right)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}\left(R(x_i) - \overline{R}(x)\right)^2 \cdot \sum_{i=1}^{n}\left(R(y_i) - \overline{R}(y)\right)^2}}$$

Mit Hilfe des nichtparametrischen Korrelationstests des Statistikprogramms SPSS läßt sich der Rangkorrelationskoeffizient r_s bestimmen und dazu dessen Signifikanzniveau P berechnen. Grundlage der Berechnungen des Signifkanzniveaus ist die Hotelling-Pabst-Statistik /[7-2]/. Die Größe P gibt an, mit welcher Irrtumswahrscheinlichkeit die These der Unabhängigkeit beider Variablen abgelehnt wird. Ebenso wie beim Pearsonschen Korrelationskoeffizient liegt der Spearmannsche Korrelationskoeffizient zwischen -1 (starke negative Korrelation), 0 (keine Korrelation) und +1 (starke positive Korrelation).

7.2 Signifikanztests

Häufig ist es notwendig, die Parameter verschiedener Gruppen zu vergleichen. Solche verschiedenen Gruppen sind zum Beispiel die männlichen und weiblichen Versuchspersonen. Die Gruppen können sich aber auch in der Art der Versuchsdurchführung unterscheiden. Die gleichen Personen wurden mehrmals vermessen, beispielsweise auf dem Laufband und im Laufgang. Die Messungen lassen sich also in zwei Stichproben des Umfanges n_1 und n_2 unterteilen. Die Aufgabe des statistischen Tests besteht nun darin, die Nullhypothese zu prüfen, ob die zwei untersuchten Stichproben des Umfanges n_1 und n_2 aus derselben Grundgesamtheit entstammen. Das heißt, es soll geprüft werden, ob die Gruppen sich signifikant unterscheiden.

Da nicht für alle Gangparameter eine Normalverteilung gegeben ist, wurde der nichtparametrische Signifikanztest nach Mann-Whitney ausgewählt. Mit dem Mann-Whitney-U-Test wird überprüft, ob zwei untersuchte Grundgesamtheiten die gleiche Lage besitzen. Dieser Test benutzt nicht die Beobachtungswerte selbst, sondern die Werte aus beiden Gruppen werden kombiniert und in eine gemeinsame Reihenfolge gebracht, wobei im Falle von Rangbindungen der durchschnittliche Rang vergeben wird. Die Anzahl der Bindungen sollte im Verhältnis zur Gesamtzahl der Beobachtungen klein sein. Wenn die Grundgesamtheiten gleich sind, müßten die Ränge zufällig zwischen den beiden Stichprobengruppen gemischt sein. Es wird berechnet, wie oft ein Wert aus der Gruppe 1 einem Wert aus Gruppe 2 und wie oft ein Wert aus Gruppe 2 einem Wert aus Gruppe 1 vorangeht. Der Mann-Whitney-U-Wert ist der kleinere der beiden Zahlen. Außerdem muß der Wilcoxon Wert W berechnet werden, dies ist die Rangsumme der Stichprobe mit weniger Fällen. Für diese Werte wird die zweiseitige Wahrscheinlichkeit als Fehlerwahrscheinlichkeit für die Nullhypothese berechnet. Die Berechnung mit dem Statistikprogramm SPSS liefert die zweiseitige Irrtumswahrscheinlichkeit P. Ist diese kleiner als das für den Test angenommene Signifikanzniveau von 5%, so muß die Nullhypothese abgelehnt werden und auf einen signifikanten Unterschied der Gruppen geschlossen werden.

Bei der Ganganalyse werden häufig Parameter für linke und rechte Seite bestimmt. Eine interessante Fragestellung besteht darin, ob es signifikante Unterschiede zwischen den beiden Seiten gibt. Der Wilcoxon-Test ist ein nichtparametrischer Test für zwei verbundene Stichproben. Es wird die Hypothese überprüft, ob beide Variable in derselben Verteilung liegen. Bei Ablehnung der Hypothese kann man auf einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Variablen schließen. Dabei werden keine Annahmen über die Formen der Verteilung der beiden Variablen gemacht. Der Test berücksichtigt Informationen über die Größe der Differenz innerhalb von Paaren und gibt Paaren mit größeren Differenzen größeres Gewicht als Paaren mit kleineren Differenzen. Die Statistik beruht auf der Rangordnung der Absolutwerte der Differenz zwischen beiden Paaren.

8 Anwendung der Ganganalyse

8.1 Analyse einer gangunauffälligen Vergleichsgruppe

Ein Hauptziel der Untersuchungen bestand im Aufbau einer Datenbank zur Charakterisierung des unauffälligen Ganges. Hierzu mußte in einem ersten Schritt der Einfluß der Geschwindigkeit auf die Gangparameter untersucht werden. Wie am Beispiel des Druckverlaufes unterm Fuß beim Gehen nachgewiesen wurde (vergl. Abschnitt 6.3.1), ist die Ganggeschwindigkeit eine wesentliche Einflußgröße und muß daher beim Aufbau einer Datenbank berücksichtigt werden.

Aus der Literatur ist bekannt, daß sich einige Gangparameter für männliche und weibliche Personen unterscheiden /[8-1], [8-2]/. Bei vorangegangene Untersuchungen zur Schrittlänge, zur relativen Schrittlänge, zur Kadenz und zum Schrittverhältnis konnte dies bestätigt werden /[6-10]/. Es wurde geprüft, ob es bei weiteren Gangparametern Geschlechtsunterschiede gibt, die gegebenenfalls berücksichtigt werden müssen.

Sowohl der Gang des Kindes /[8-3]/ als auch der Altersgang /[5-2]/ unterscheiden sich zum Teil erheblich vom Gang im mittleren Lebensalter. Im Rahmen dieser Arbeit standen nur Versuchspersonen im Alter zwischen 15 und 60 Jahren zur Verfügung. Es waren also innerhalb des Vergleichskollektivs keine großen altersbedingten Unterschiede zu erwarten. Dennoch sind bei den Allgemeinen Gangparametern einige signifikante Abhängigkeiten festgestellt worden (vergl. Abschnitt 8.1.4). Die Untersuchung des Ganges von Kindern und des Altersganges soll in späteren Arbeiten nachgeholt werden.

Nicht zuletzt ist für den Aufbau einer Datenbank die Kenntnis über die Art der Häufigkeitsverteilungen der Gangparameter wichtig. Eine Normalverteilung würde die Aufgabe erleichtern. Diese ist jedoch nur für einige Gangparameter gegeben /[6-10]/.

Die Messungen erfolgten auf dem Laufband. Dadurch war es möglich, die Versuchspersonen bei den verschiedensten Geschwindigkeiten, von „sehr langsam“ bis „sehr schnell“ gehen zu lassen. Die Probanden hatten die Gelegenheit, sich vor der Messung auf dem Laufband einzulaufen. Bei den Messungen behielten sie im allgemeinen ihr gewohntes Schuhwerk an. Dieses war naturgemäß sehr unterschiedlich. Schuhe mit extremen Absätzen oder nach hinten offene Sandalen wurden ausgeschlossen. Die Meßdauer betrug 20 Sekunden, so daß auch bei geringen Laufbandgeschwindigkeiten mindestens 10 Doppelschritte zur Auswertung zur Verfügung standen.

Das mittlere Alter der Probanden lag bei 32 ± 12 Jahre. Die Probanden hatten nach eigener Aussage keine Auffälligkeiten am Bewegungsapparat und fühlten sich gesund. Die Tabelle 7 enthält eine Zusammenfassung der Daten der gangunauffälligen Vergleichsgruppe. Die Tabelle bezieht sich auf Messungen mit Druckmeßsohlen. Bis auf die Geschwindigkeitsgruppe 5 weiblich („sehr schnell“) standen in jeder Gruppe ausreichend Messungen für statistische Untersuchungen zur Verfügung.

Leider erwiesen sich die Goniometer während der Messungen als sehr störanfällig. Viele Meßwerte mußten aufgrund von Ausfällen der Goniometer während der Messung verworfen werden. Dies ist einer der Gründe, weshalb wesentlich weniger Winkelmessungen als Messungen mit Druckmeßsohlen zur Verfügung standen. Die Tabelle 8 enthält die Anzahl der Messungen und der Probanden für die Gelenkwinkeluntersuchungen.

Geschw.-Gruppe	Geschlecht	Anzahl Messungen	Anzahl Personen	Mittlere Größe	Standard-abw.	Mittleres Gewicht	Standard-abw.	Mittleres Alter	Standard-abw.
1	männlich	19	16	174	12	68	16	33	18
1	weiblich	13	9	170	6	64	9	28	7
1	gesamt	32	25	173	10	66	14	31	15
2	männlich	129	48	178	10	75	15	32	13
2	weiblich	88	32	167	8	62	12	30	12
2	gesamt	217	80	174	10	70	15	31	13
3	männlich	248	82	179	9	77	14	32	11
3	weiblich	190	70	167	7	61	11	27	9
3	gesamt	438	152	173	10	70	15	30	11
4	männlich	85	40	176	9	72	14	29	11
4	weiblich	41	14	165	8	59	10	24	5
4	gesamt	126	54	173	10	69	13	28	10
5	männlich	17	9	179	9	76	21	26	9
5	weiblich	5	4	161	5	51	3	21	4
5	gesamt	22	13	174	12	68	21	24	8
Insgesamt	männlich	493	90	179	9	77	14	34	10
Insgesamt	weiblich	323	74	166	6	61	11	29	10
Insgesamt	gesamt	816	164	173	10	70	15	32	12

Tabelle 7: Statistische Angaben zu den Messungen an einer gangunauffälligen Patientengruppe

Geschw.-Gruppe	Gelenk	Anzahl Messungen	Anzahl Personen
1	Knie	14	10
1	Hüfte	0	0
2	Knie	116	39
2	Hüfte	40	23
3	Knie	192	68
3	Hüfte	104	78
3	Sprunggelenk	49	29
4	Knie	55	23
4	Hüfte	11	8

Tabelle 8: Statistische Angaben zu den Messungen der Gelenkwinkelverläufe

8.1.1 Die Häufigkeitsverteilungen der Gangparameter

Bei vorangegangenen Untersuchungen konnte für die Allgemeinen Parameter eine Normalverteilung festgestellt werden /[6-10]/. Mittelwerte und Standardabweichungen sind daher die geeigneten Lage- und Streuparameter zur Charakterisierung der Häufigkeitsverteilung.

Alle Belastungsparameter sind nicht normalverteilt. Die Belastungsintegrale zeigen eine rechtsschiefe Verteilung /[6-10]/. Dies ist damit erklärbar, daß diese Gangparameter bei Null eine natürliche Grenze besitzen und nach oben theoretisch unbegrenzt sind. Das gleiche gilt für den maximalen Druckwert eines mittleren Schrittes.

Prinzipiell ist es möglich, eine schiefe Verteilung mittels Potenztransformation in eine Normalverteilung zu transformieren. Als Maßstab für den Erfolg der Transformation dient dabei die Schiefe der Verteilung. Je kleiner die Schiefe um so besser ist die Transformation. Voruntersuchungen haben jedoch ergeben, daß die Transformation nicht für alle schiefverteilten Gangparameter anwendbar war. Es wurde daher auf eine Transformation verzichtet und für die Bewertung der Streuung schiefer Verteilungen das 0,17-Perzentil und das 0,83-Perzentil gewählt. Zwischen beiden Perzentilen befinden sich 66 % aller Meßwerte. Bei normalverteilten Parametern würde dies etwa den Meßwerten entsprechen, deren Abweichung vom Mittelwert kleiner als die Standardabweichung ist. Die Verwendung des Mittelwertes als Lageparameter kann bei schiefen Verteilung zu Problemen führen, da Ausreißer den Mittelwert stark beeinflussen. Im Extremfall kann der Mittelwert außerhalb der beiden Quartile liegen. Es wird daher der Median (0,5-Quantil) als Lageparameter genutzt. Die zeitliche Lage des Druckmaximums im mittleren Schritt ist naturgemäß nicht normalverteilt, da dieser Parameter die Zugehörigkeit zum jeweiligen Typ des Druckverlaufes definiert (vergl. Abschnitt 6.3.5.3) und demzufolge eine mehrgipflige Verteilung besitzt.

Die Abrollparameter weisen ebenfalls keine Normalverteilung auf. Sie lassen sich wie die Belastungsintegrale behandeln. Sie haben eine schiefe Verteilung. Analog zu den Belastungsintegralen wird der Median als Lageparameter gewählt. Als Streuparameter dienen das 0,17-Perzentil und das 0,83-Perzentil.

Normalverteilungstests zu den Parameter der Gelenkwinkelverläufe ergaben für die Extrema eine Normalverteilung. Für diese werden Mittelwerte und Standardabweichungen als Lage- und Streuparameter verwendet. Die zeitliche Lagen der Extrema der Knie- und Hüftwinkelverläufe haben z.T. eine zweigipflige Verteilung. Mittelwert und Standardabweichung sind daher nicht hinreichend geeignete Größen zur Beschreibung der Verteilungen. Es werden der Median, das 0,17-Perzentil und das 0,83-Perzentil genutzt.

8.1.2 Meßergebnisse, Meßfehler und Geschwindigkeitsabhängigkeit

Die nachfolgenden Fehlerbetrachtungen beziehen sich auf die Meßergebnisse einer Einzelmessungen. Bei der Beurteilung von Lageparametern, z.B. von Mittelwerten, kann im allgemeinen von einem wesentlich geringeren Fehler ausgegangen werden, da zufällige Meßfehler bei der Bestimmung des Lageparameters in Abhängigkeit von der Zahl der Messungen mehr oder weniger deutlich minimiert werden. Die Interpretation von Ergebnissen anhand von Lageparametern ist daher auch dann sinnvoll, wenn sich z.B. die Unterschiede der Gangparameter zwischen verschiedenen Gruppen innerhalb der Meßgenauigkeit befinden.

Unabhängig von der Meßgenauigkeit des Systems kommt es bei der Ganganalyse zu zum Teil erheblichen intraindividuellen Schwankungen. Beim gleichen Probanden können bei ähnlichen äußeren Meßbedingungen verschiedene Meßergebnisse erzielt werden. Diese Schwankungen sind häufig größer als die Genauigkeit des Meßsystems.

8.1.2.1 Die Allgemeinen Gangparameter

Im Anhang 5 sind die Mittelwerte, die Standardabweichungen und die Variationskoeffizienten der Allgemeinen Gangparameter für die verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen zusammengefaßt. Die Tabelle 23 enthält die Werte sowohl für beide Geschlechter gemeinsam als auch für männlich und weiblich getrennt.

Grundlage für die Bestimmung der Standphasendauer StP und des Zweibeinstandes war der mittlere Schritt. Für einen kompletten mittleren Gangzyklus sind 200 Werte pro Kanal berechnet worden. Die zeitliche Auflösung ergibt sich daraus zu ± 0,5 % Doppelschrittdauer (% DSD). Bei einer Standphasendauer von 60 % DSD entspricht dies einem relativen Fehler von ± 0,83 %. Bei Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit (vergl. Abschnitt 14.3) ergaben sich für den Variationskoeffizienten von zehn direkt aufeinanderfolgenden Messungen der gleichen Person bei gleichen Meßbedingungen Werte von 1 % und geringer

Der Zweibeinstand besteht aus zwei Phasen. Die begrenzte zeitliche Auflösung wirkt sich also zweifach aus. Wir erhalten beispielsweise bei einem Zweibeinstand von 20 % DSD einen relativen Fehler von ± 5 %. Die Standardabweichungen für den Zweibeinstand lagen im Reproduzierbarkeitstest unterhalb von 1% DSD, was dafür spricht, daß die begrenzte zeitliche Auflösung die wesentliche Fehlerquelle ist.

Der Meßfehler der Geschwindigkeit und der Schrittlänge wird im wesentlichen durch die Laufstabilität des Laufbandes bestimmt. Das von uns verwendete Laufband gewährleistet eine Genauigkeit von ± 0,1 km/h. Ein Doppelschritt wird bei mittlerer Geschwindigkeit in ca. 1 s zurückgelegt. Der Meßfehler für die in dieser Zeit absolvierten Strecke beträgt dann weniger als ± 3 cm, was einer Genauigkeit für die Schrittlänge von ± 2% entspricht.

Bei dem von uns gewählten Algorithmus der Erkennung der Einzelschritte hängt der Meßfehler der Schrittfrequenz nur von der Genauigkeit der Meßdauer ab. Man kann also von einem Fehler kleiner als 1 % ausgehen.

Um die Zweckmäßigkeit der Einführung der relativen Schrittlänge zu prüfen, wurde der statistische Zusammenhang zwischen Körpergröße L_0 und Schrittlänge L untersucht. Erwartungsgemäß gibt es eine starke Korrelation zwischen den Parametern Körpergröße L_0 und Schrittlänge L. Nur für die Geschwindigkeitsgruppe 1 ist kein signifikanter Zusammenhang festzustellen. Offensichtlich überwiegen bei dieser sehr langsamen und ungewohnten Geschwindigkeit die individuellen Anpassungsprobleme.

Um den Einfluß der Ganggeschwindigkeit und des Geschlechts auf die Allgemeinen Parameter zu minimieren bzw. völlig zu eliminieren, wurde 92 Messungen von männlichen Versuchspersonen im Bereich der relativen Geschwindigkeit v_{rel} zwischen 0,7 pro Sekunde und 0,8 pro Sekunde separat untersucht. Das gewählte Geschwindigkeitsintervall liegt im Bereich der komfortablen Geschwindigkeit. Die Tabelle 24 enthält die Mittelwerte, Standardabweichungen und die Variationskoeffizienten der Allgemeinen Parameter für diesen Geschwindigkeitsbereich. Zusätzlich wurden für einige personenbezogenen Parameter die Extremwerte mit angegeben.

Die 92 Messungen variieren noch geringfügig bezüglich der relativen Geschwindigkeit v_{rel}. Der Variationskoeffizient für v_{rel} beträgt 3,9 %. Diese Streuung beeinflußt selbstverständlich auch die Variationskoeffizienten der geschwindigkeitsabhängigen Allgemeinen Gangparameter. Dies kann jedoch nicht die große Streuung der Schrittlänge von 8,6 % erklären. Nach Normierung auf die Körpergröße erhalten wir für den Variationskoeffizienten der relativen Schrittlänge einen etwas geringeren Wert von 6,4 %. Dieser Wert liegt im Bereich der Streuung der Schrittfrequenz. Der Grund für die große Streuung von Schrittlänge und Schrittfrequenz liegt offensichtlich in der aus dem Alltag bekannten Tatsache, daß man sowohl mit schnellen kurzen Schritten als auch mit langsamen langen Schritten die gleiche Geschwindigkeit erreichen kann (vergl. Abb. 53).

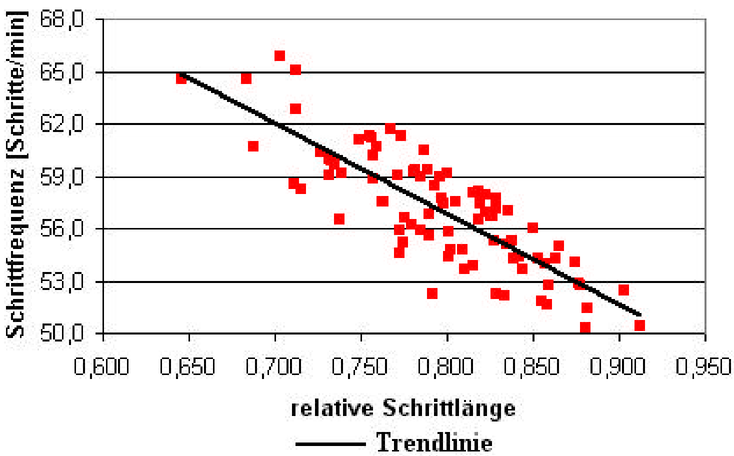


Abb. 53: Die Schrittfrequenz als Funktion der relativen Schrittlänge, N=92, männlich, relative Geschwindigkeit v_{rel}: 0,7 pro s bis 0,8 pro s

Die Wahl von Schrittlänge und Schrittfrequenz ist eine der individuellen Gangeigenschaften des Menschen und variiert daher relativ stark.

Vorhergehende Untersuchungen /[6-10]/ und auch andere Literaturhinweise /[3-4], [3-11], [4-27]/ zu den Gangparametern Schrittlänge L, Kadenz f_0 , Zweibeinstand ZBS, Standphasendauer StP_L und StP_R und dem Schrittverhältnis SV belegen eine starke Korrelation mit der Ganggeschwindigkeit v_{rel}. Statistische Tests mittels Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten anhand eigener Meßdaten bestätigen diesen Sachverhalt. Nur die Symmetrie der Standphasendauer StP_S ist nicht geschwindigkeitsabhängig.

Bei Annahme eines konstanten Schrittverhältnisses SV erhält man eine $\sqrt{\mathbf{v}}$ - Abhängigkeit (vergl. Abschnitt 6.3.2) für die Schrittfrequenz f_0 und die Doppelschrittlänge L. In Abb. 54 ist die von uns gemessene Geschwindigkeitsabhängigkeit der Schrittfrequenz grafisch dargestellt. Es ergibt sich ein geringfügiger Unterschied zwischen Trendlinie (schwarz) und einer $\sqrt{\mathbf{v}}$ - Abhängigkeit (blau).

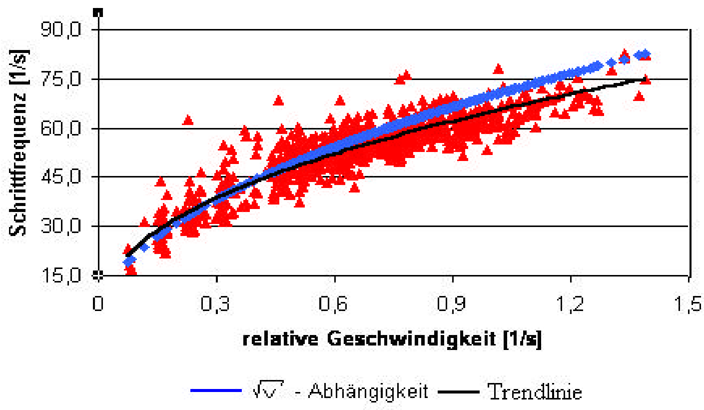


Abb. 54: Die Abhängigkeit der Schrittfrequenz f_0 von der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

Die Abb. 55 enthält die grafische Darstellung der Geschwindigkeitsabhängigkeit der relativen Doppelschrittlänge L_{rel}. Wir bekommen ebenfalls eine geringe Abweichung der Trendlinie vom $\sqrt{\mathbf{v}}$ - Verlauf.

Betrachtet man nun die Geschwindigkeitsabhängigkeit des Schrittverhältnisses (Abb. 56), dann sieht man, daß die Annahme eines konstanten Schrittverhältnis (siehe Abschnitt 6.3.2, Seite 48) nicht exakt ist. Neben einer großen Streuung ist ein leichter Anstieg von SV mit steigender relativer Geschwindigkeit v_{rel} festzustellen. Dieser Einfluß der Geschwindigkeit auf das Schrittverhältnis erklärt die geringen Abweichungen der Trendlinien von der $\sqrt{\mathbf{v}}$ - Abhängigkeit in den Abb. 56 und Abb. 55.

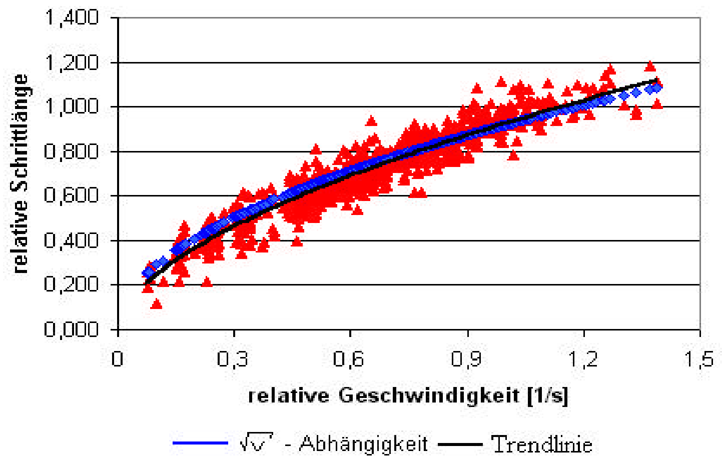


Abb. 55: Die Abhängigkeit der relativen Schrittlänge L_{rel} von der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

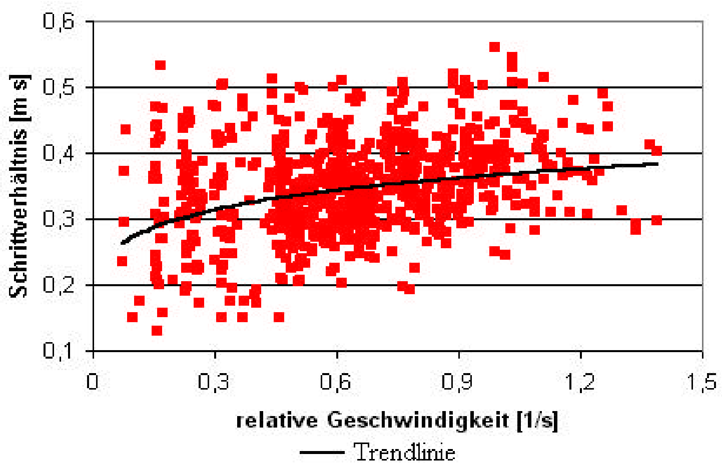


Abb. 56: Die Abhängigkeit des Schrittverhältnisses SV von der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

In Abb. 57 ist die Standphasendauer in Abhängigkeit von der relativen Geschwindigkeit grafisch dargestellt. In diese Grafik sind zusätzlich zu den Werten für das Gehen, die Meßergebnisse für das Laufen aufgenommen worden. Aus der Darstellung wird ersichtlich, daß das Gehen und das Laufen zwei sich klar unterscheidende Bewegungsvorgänge sind. Beim Übergang vom Gehen zum Laufen erfolgt ein Sprung bzgl. der Standphasendauer. Beim Laufen ist die Dauer der Standphase deutlich kleiner als 50%. Standphasendauer und relative Geschwindigkeit sind negativ zueinander korreliert.

Die Erhöhung der relativen Geschwindigkeit hat beim Zweibeinstand - analog zur Standphasendauer - eine Verringerung zur Folge (siehe Abb. 58).

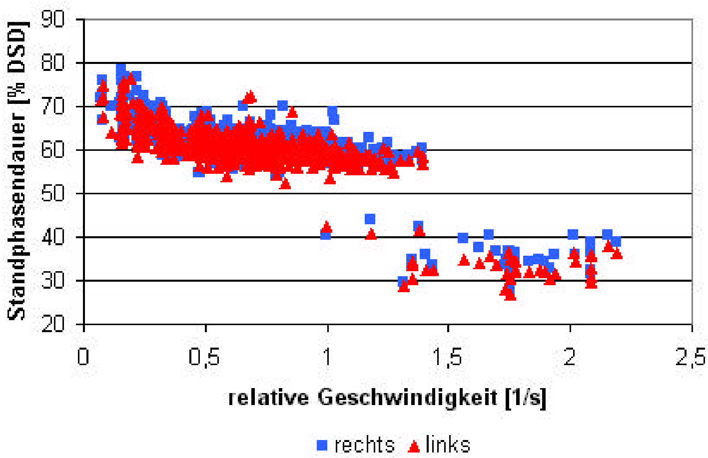


Abb. 57: Die Standphasendauer StP als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel} , sowohl für das Gehen als auch für das Laufen

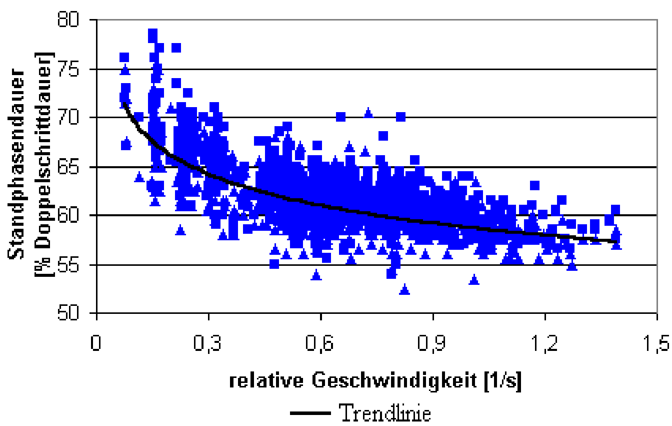


Abb. 58: Die Abhängigkeit des Zweibeinstandes ZBS von der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

Der Variationskoeffizient der Doppelschrittdauer der Einzelschritte $f_0$rel ist ebenfalls geschwindigkeitsabhängig, jedoch deutlich geringer als die vorangegangenen Parameter. Trägt man die Mittelwerte des Variationskoeffizienten für die fünf Geschwindigkeitsgruppen über die mittleren Geschwindigkeiten auf, dann ist der Einfluß der Geschwindigkeit zu erkennen (Abb. 59).

Das Resultat ist in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Yamasaki /[8-1]/. Er untersuchte die Schrittlänge und deren Standardabweichung für verschiedene Geschwindigkeiten. Hierzu wertete er im Geschwindigkeitsbereich zwischen 1 m/s und 2 m/s (dies entspricht ungefähr den Geschwindigkeitsklassen 3 und 4 in dieser Arbeit) 200 Schritte auf einem Laufband aus. Die Probanden in der Arbeit von Yamasaki waren 11 männliche und 10 weibliche Studenten im Alter zwischen 19 und 32 Jahren und hatten Erfahrung im Gehen auf dem Laufband. Die geringe Anzahl der Versuchspersonen beeinträchtigt leider die statistische Aussagefähigkeit der Untersuchung.

Die Probanden in der Arbeit von Yamasaki waren 11 männliche und 10 weibliche Studenten im Alter zwischen 19 und 32 Jahren und hatten Erfahrung im Gehen auf dem Laufband. Die geringe Anzahl der Versuchspersonen beeinträchtigt leider die statistische Aussagefähigkeit der Untersuchung.

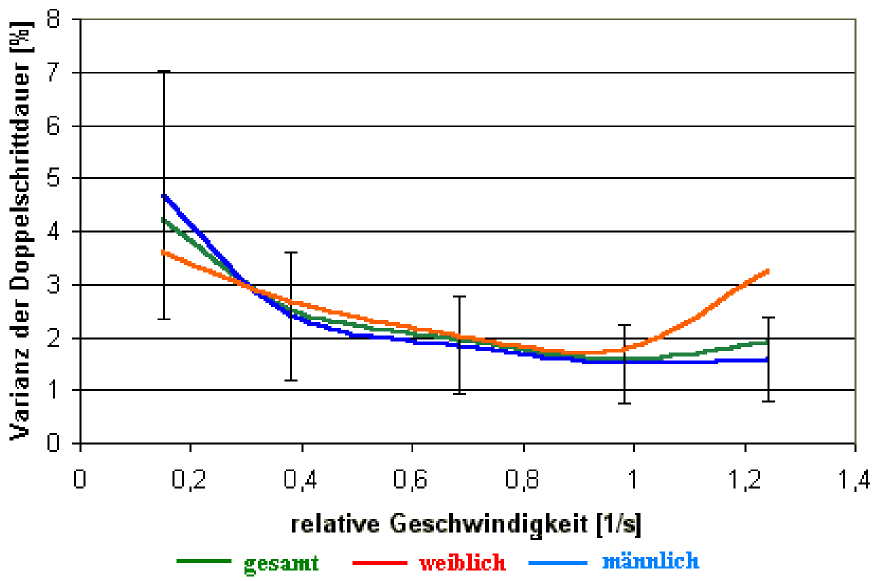


Abb. 59: Der Variationskoeffizient der Doppelschrittdauer der Einzelschritte $f_0$rel als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel} (Mittelwerte der fünf verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen)

Bei den Messungen von Yamasaki /[8-1]/ war der Gang im Bereich der komfortablen Geschwindigkeit v_{Komf} am gleichmäßigsten. Die eigenen Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit können dies bestätigen. Das Minimum des Variationskoeffizienten liegt bei einer relativen Geschwindigkeit von ca. 0,8 1/s bis ca. 1,1 1/s.

Um den Einfluß der Geschwindigkeit auf die Gangparameter innerhalb einer Datenbank zu berücksichtigen, kann man auf verschiedene Weise vorgehen. Ist der Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Gangparameter nur schwach, dann lassen sich für die Parameter in jeder Geschwindigkeitsgruppen Lage- und Streuungsmaße berechnen. Haben die Gangparameter eine Normalverteilung, dann sind Mittelwerte und Standardabweichung die geeigneten Maße. Innerhalb der Geschwindigkeitsgruppe werden die Parameter als konstant betrachtet.

Weisen die Gangparameter eine starke Geschwindigkeitsabhängigkeit auf, dann ist es möglich, eine Regressionstrendlinie zu ermitteln. Die Berechnung der Trendlinie erfolgt nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate. Bei einem potentiellen Zusammenhang zwischen relativer Geschwindigkeit und Gangparameter ist folgende Gleichung zu berechnen:

$$\mathbf{G} = \mathbf{a} \cdot \mathbf{v}_{\mathbf{rel}}^{\mathbf{b}} .$$

Das Bestimmtheitsmaß R^2 gibt darüber Auskunft, wie gut die Trendlinie den tatsächlichen Verlauf widerspiegelt. Das Bestimmtheitsmaß R^2 errechnet sich wie folgt /[7-4]/:

$$\mathbf{R}^2 = 1 - \frac{\sum_i (\mathbf{Y}_i - \mathbf{y}_i)^2}{\left(\sum_i \mathbf{Y}_i^2\right) - \frac{\left(\sum_i \mathbf{Y}_i\right)^2}{\mathbf{n}}} .$$

Dabei gilt:

Y_i Tatsächliche Parameterwerte,

y_i Werte der Trendlinie.

Das Bestimmtheitsmaß liegt zwischen Null (keine Übereinstimmung) und Eins (ideale Übereinstimmung). In Tabelle 37 sind die Werte der Trendlinien für die Allgemeinen Parameter aufgelistet. Die Berechnungen wurden mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel durchgeführt. Es bestätigen sich die statistischen Tests mittels Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten.

Die Bestimmtheitsmaße der Trendlinien für das Schrittverhältnis SV und dem Variationskoeffizienten der Doppelschrittdauer der Einzelschritte $f_0$rel deuten darauf hin, daß bei diesen Parametern nur eine schwache Geschwindigkeitsabhängigkeit vorliegt. Diese kann durch Mittelwertbildung innerhalb der Geschwindigkeitsgruppen berücksichtigt werden.

Für die Schrittlängen L und L_{rel}, der Schrittfrequenz f_0, der Standphasendauer StP_L und StP_R und dem Zweibeinstand ZBS sind die Trendlinien eine sinnvolle Beschreibung des Einflusses der Geschwindigkeit.

Das während der Messungen getragene Schuhwerk beeinflußt auch die Allgemeinen Gangparameter. Eigene Untersuchungen ergaben deutliche Unterschiede zwischen schweren Winterschuhen, Turnschuhen und Neutralschuhen. Bei diesen Untersuchungen ging ein laufbanderfahrener Proband bei gleicher Geschwindigkeit und mit unterschiedlichen Schuhen. In Abb. 60 sind diese Unterschiede für einige Allgemeine Gangparameter graphisch dargestellt. Die Werte wurden auf den Neutralschuh (100 %) bezogen. Die Messungen erfolgten in Serien zu je 10 Messungen. Für jede Schuhart sind mindestens zwei Meßserien durchgeführt worden. Bei den Messungen mit Turnschuhen versuchte der Proband in einer Meßserie hart und in der anderen weich aufzutreten. Die Unterschiede zwischen den Schuharten sind erwartungsgemäß signifikant. Bei vergleichenden Ganguntersuchungen, z.B. im Verlaufe einer Therapie, sollte man daher darauf achten, daß immer die gleichen Schuhe genutzt werden.

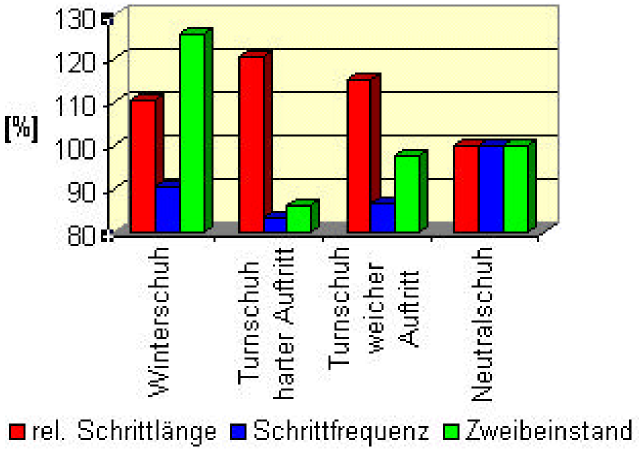


Abb. 60: Der Einfluß des Schuhwerks auf die Allgemeinen Parameter

8.1.2.2 Die Belastungsparameter

Die Lage- und Streumaße der Belastungsparameter sind im Anhang 5 Tabelle 26 zusammengefaßt. Die Belastungsparameter streuten bei den Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit am stärksten (Tabelle 22). Innerhalb einer Meßserie liegt der Variationskoeffizient bei ca. 5 %. Die Varianz für alle Messungen liegt zwischen 10 % und 15 %. Diese relativ großen Werte haben ihre Ursache sowohl in Meßfehlern als auch in Gangvariationen der Versuchsperson. Es hat sich gezeigt, daß die Belastungsparameter am stärksten vom Anstieg der Temperatur der Meßsohle während eines Meßzyklusses beeinflußt werden (Abb. 61). Es sollte darauf geachtet werden, daß nicht sofort nach dem Einlegen der Meßsohlen die Messung gestartet wird (vergl. Abschnitt 5.2.2.) Mit Hilfe eines zusätzlichen Temperatursensors innerhalb der Meßsohle könnte dieser Meßfehler minimiert werden.

Unter Berücksichtigung der im Abschnitt 5.2.2 dargelegten Fehlerquellen und der Normierungsfehler läßt sich für die Belastungsintegrale und den Druckmaxima eine Meßgenauigkeit von ± 20 % abschätzen.

Auffällig ist die große Streuung der Parameter, die weit über die Streuung infolge Meßfehler hinausgeht. In Abb. 62 ist beispielhaft die Fersenbelastung als Funktion der relativen Geschwindigkeit dargestellt.

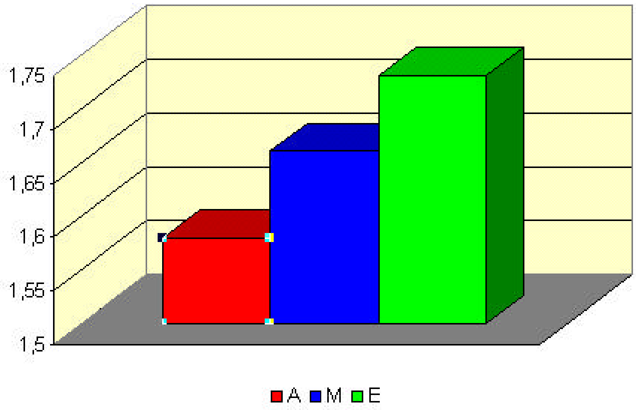


Abb. 61: Das Gesamtintegral I_G in Abhängigkeit von der zeitlichen Lage innerhalb einer Meßserie (A – am Anfang, M – in der Mitte, E – am Ende), Meßbeginn sofort nach Einlegen der Meßsohlen

Ein wichtiger Grund der Streuung der Belastungsparameter im Vergleich zu den anderen Gangparametern ist neben der relativ geringen Reproduzierbarkeit vermutlich das unterschiedliche Schuhwerk der Probanden. Werden Probanden mit Schuhen gleichen Typs vermessen, verringert sich der Variationskoeffizient um ca. ein Drittel /[6-10]/. Eigene Messungen an einer Einzelperson mit verschiedenen Schuhwerk bestätigen dessen starken Einfluß (Abb. 63). Auch wenn versucht wird kräftig aufzutreten, sind die Werte mit Turnschuhen geringer als die Werte mit Neutralschuhen oder schweren Winterschuhen.

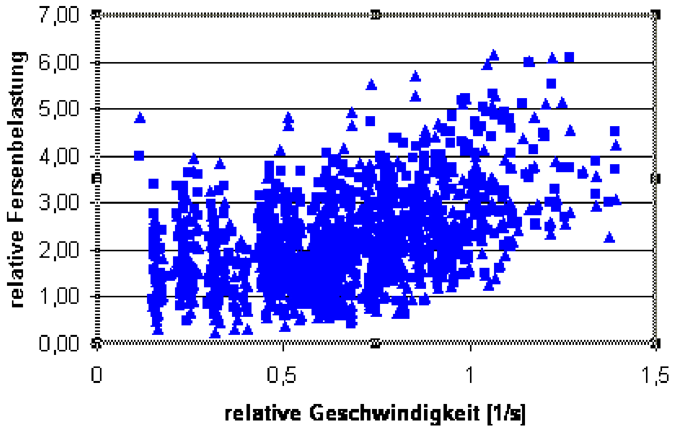


Abb. 62: Die Fersenbelastung I_F als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}.

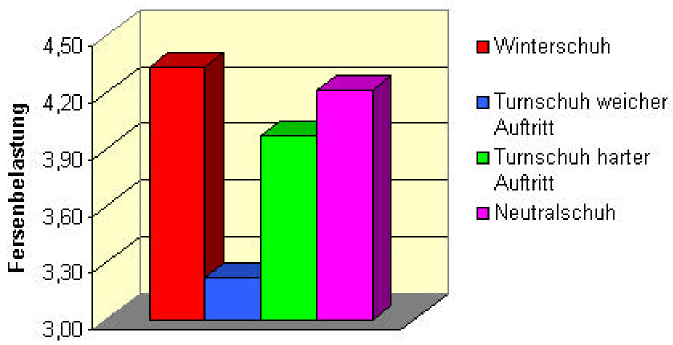


Abb. 63 : Der Einfluß des Schuhwerkes auf die Fersenbelastung I_F

Interessant ist der Einfluß der Geschwindigkeit auf die zeitliche Lage des Druckmaximums im mittleren Schritt. Mit steigender Geschwindigkeit ist deutlich die Aufspaltung in zwei Gruppen zu erkennen (Abb. 64).

Entsprechend der Klassifizierung in die verschiedenen Druckverläufe (siehe Tabelle 5, S. 53) gibt es bei sehr geringen Geschwindigkeiten ein Druckmaximum, welches etwa in der Mitte der Standphase liegt. Mit steigender Geschwindigkeit bilden sich häufig zwei Maxima, wobei sich die Maxima an den Anfang und das Ende der Standphase verschieben. Manchmal, z.B. bei weichen Schuhen ist kein Auftrittsmaximum zu Beginn der Standphase festzustellen.

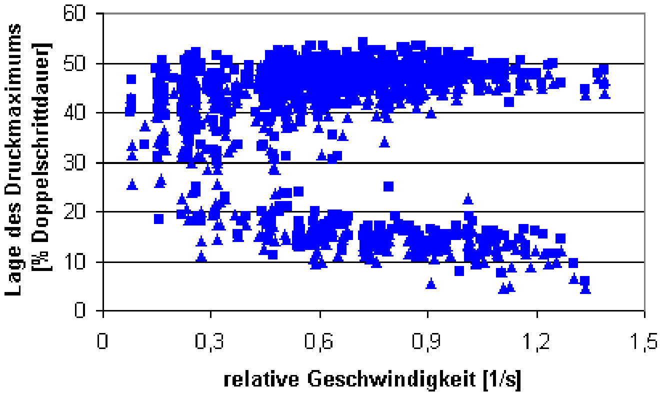


Abb. 64: Die Lage des Druckmaximums als Funktion der relativen Geschwindigkeit

Die normierten Belastungsintegrale weisen ebenso wie der Maximaldruck eine Geschwindigkeitsabhängigkeit auf (Abb. 65 bis Abb. 67). Statistische Tests mittels Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizienten bestätigen dies. Die Abhängigkeiten sind jedoch unterschiedlich ausgeprägt und am stärksten beim Fersenintgral. Die Ursachen für die Unterschiede liegen daran, daß die Form des Druckverlaufes unterm Fuß stark von der Geschwindigkeit beeinflußt wird (vergl. 6.3.5.3).

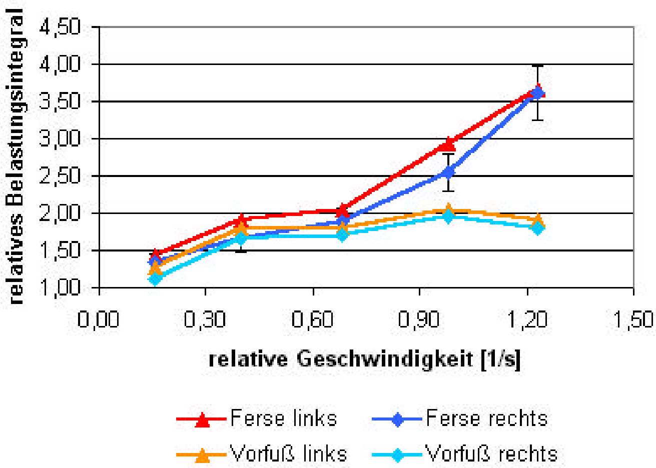


Abb. 65: Das Belastungsintegral von Ferse und Vorfuß als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

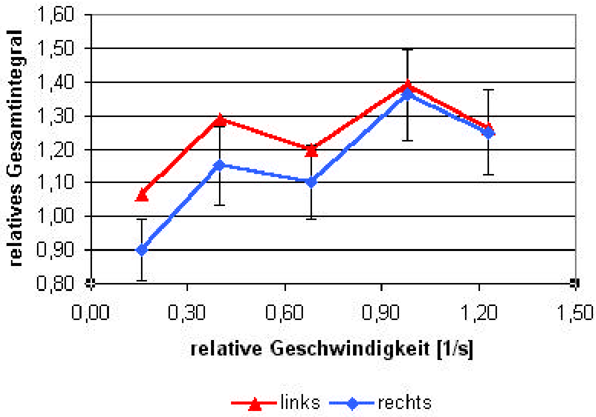


Abb. 66: Das relative Gesamtintegral als Funktion der relativen Geschwindigkeit

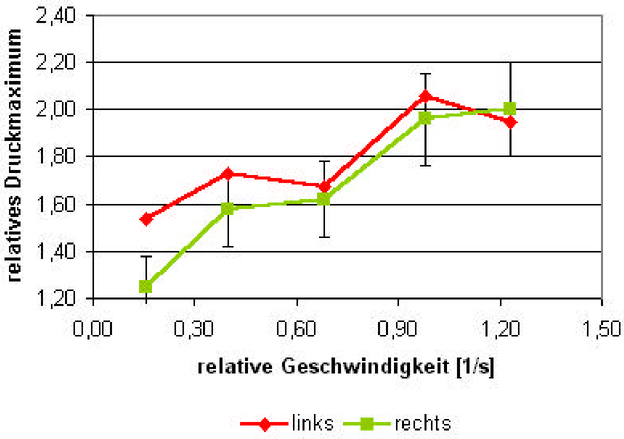


Abb. 67: Das relative Druckmaximum als Funktion der relativen Geschwindigkeit

Mit steigender Ganggeschwindigkeit verlagert sich der Druck unterm Fuß an den Beginn und an das Ende der Standphase, daß heißt für den unauffälligen Gang auf die Ferse und den Vorfuß. Insbesondere die Ferse wird bei höheren Geschwindigkeiten immer stärker belastet. Der mittlere Teil der Standphase trägt immer weniger am Gesamtintegral bei. Für das Gesamtintegral bedeutet dies, daß der Geschwindigkeitseinfluß ab mittleren Geschwindigkeiten nur noch gering ist. Generell ist zu sagen, daß es nicht sinnvoll ist bei den Belastungsparametern die Geschwindigkeitsabhängigkeit mit Hilfe mit Trendlinien zu berücksichtigen. Aufgrund der hohen Streuung der Belastungsparameter ist das Bestimmtheitsmaß R^2 klein. In der Datenbank wird der Einfluß der Geschwindigkeit durch den Median und den Quantilen innerhalb jeder Geschwindigkeitsgruppe berücksichtigt.

Die Symmetrie der Belastungsparameter wird durch Geschwindigkeit nicht beeinflußt.

8.1.2.3 Die Abrollparameter

In der Tabelle 27 im Anhang 5 sind die Ergebnisse für die Abrollparameter zusammengefaßt.

Die effektive Fußlänge L_{eff} wird in Prozent der Sohlenlänge angegeben. Die diskrete Sohlenlänge (acht verschiedene Sohlengrößen) beeinflußt daher auch die Meßgenauigkeit. Die Länge von benachbarten Sohlengrößen unterscheidet sich um ca. 5 %. Bei Vorbereitung jeder Messung wurde darauf geachtet, daß der Proband die Meßsohlen mit der richtigen Sohlengröße erhält. In Grenzfällen ist auf die nächst kleinere Sohle zurückgegriffen worden.

Bei den Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit ergab sich für die effektive Fußlänge L_{eff} innerhalb einer Meßserie eine Standardabweichung von maximal 1,5 %. Für alle Messungen erhält man eine Standardabweichung von etwa 2,5 %. Die wesentliche Ursache der Streuung beim Test der Reproduzierbarkeit liegt vermutlich in der Gangvarianz der Versuchsperson, da hier die diskrete Sohlenlänge keine Auswirkungen hat.

Generell ist davon auszugehen, daß die diskrete Sohlenlänge die Genauigkeit bei der Bestimmung der effektiven Fußlänge am stärksten beeinflußt. Bei mehrmaligen Messungen der gleichen Versuchsperson ist also darauf zu achten, daß dieser immer mit der gleichen Sohlengröße vermessen wird.

Die diskrete Breite der Meßsohlen wirkt ebenfalls auf die Genauigkeit der Bestimmung der Ganglinien Gl. Hinzu kommt, daß die Schwankung des Druckschwerpunktes quer zur Gangrichtung ein stochastischer Prozeß ist (vergl. Abb. 46) und naturgemäß stärker streut. Der Variationskoeffizient innerhalb einer Meßserie der Reproduzierbarkeitsuntersuchungen liegt zwischen 4 % und 11 %, für alle Messungen bei etwa bei 9 %.

Die Parameter Zweifersenstand ZFS und Zweivorfußstand ZVS sind temporäre Parameter. Analog dem Zweibeinstand bestehen sie aus zwei Phasen. Die begrenzte zeitliche Auflösung wirkt wiederum zweifach und es kann von einem Meßfehler von ± 2 % DSD ausgegangen werden.

Die Meßgenauigkeit der Überlappungsintegrale FV_L und FV_R wird sowohl von den Fehlern bei der Bestimmung der Druckintegrale I_F und I_V als auch von der begrenzten zeitlichen Auflösung des mittleren Schrittes beeinflußt. Die überlappende Fläche wird in Prozent der Fläche des Gesamtintegrals I_G angegeben. Der Meßfehler infolge Temperaturänderungen während der Messungen und andere den Absolutwert der Belastungsintegrale verändernde Fehlerquellen werden durch diese Normierung minimiert. Der Meßfehler bei der Ermittlung der Überlappungsintegrale wird zu ± 10 % des Meßwertes abgeschätzt.

Es ist naheliegend, daß die Abrollparameter von der Art der Schuhe beeinflußt werden (Abb. 68). Ein sehr harter Schuh (Neutralschuh) zum Beispiel führt zu einer längeren Ganglinie und damit zu einer größeren effektiven Fußlänge. Statistische Tests haben ergeben, daß die effektive Fußlänge, das Überlappungsintegral, der Zweifersenstand und der Zweivorfußstand geschwindigkeitsabhängig sind.

Bei sehr geringen Geschwindigkeiten wird der Fuß fast mit der kompletten Sohle aufgesetzt. Erst bei mittleren bis höheren Geschwindigkeiten, wird begonnen, nur mit der Ferse aufzutreten und den Fuß abzurollen. In den Abb. 69 bis Abb. 71 sind die Medianwerte der geschwindigkeitsabhängigen Abrollparameter der entsprechenden Geschwindigkeitsgruppen über die relative Geschwindigkeit aufgetragen worden. Mit steigender Geschwindigkeit wird der Fuß immer kräftiger abgerollt. Die effektive Fußlänge erhöht sich, das Überlappungsintegral wird geringer. Zweifersenstand und Zweivorfußstand werden kleiner. Neben der Geschwindigkeitsabhängigkeit lassen die Abb. 69 und Abb. 70 klare Unterschiede zwischen linkem und rechtem Bein erkennen. Hierzu soll im Abschnitt 8.1.3 ausführlicher eingegangen werden.

Für die Datenbank werden Median und die Quantile der verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen verwendet.

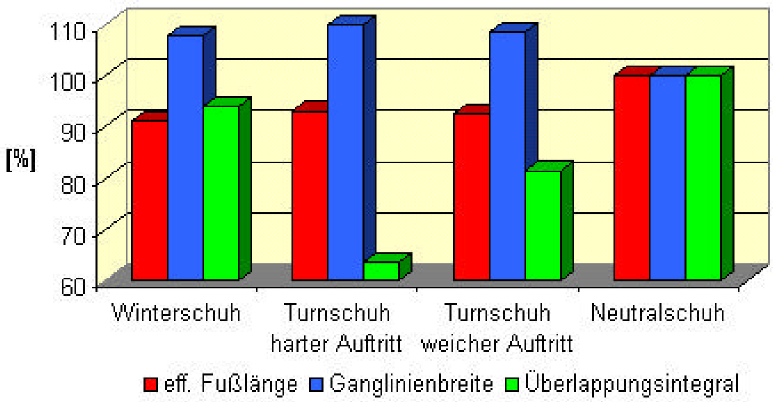


Abb. 68: Der Einfluß des Schuhwerks auf die Abrollparameter

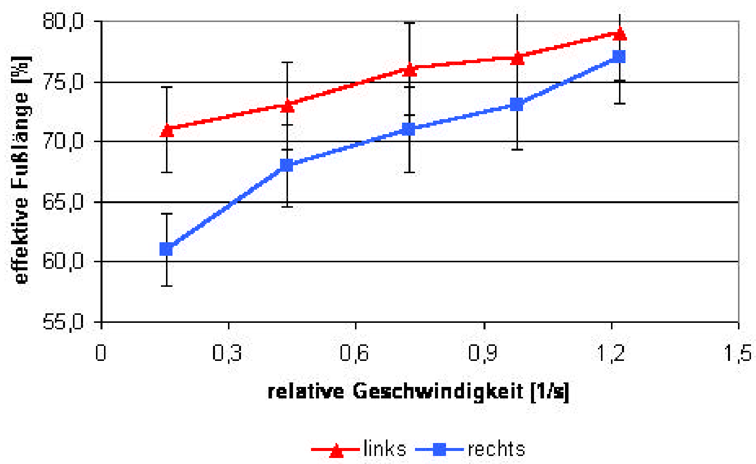


Abb. 69: Die effektive Fußlänge als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

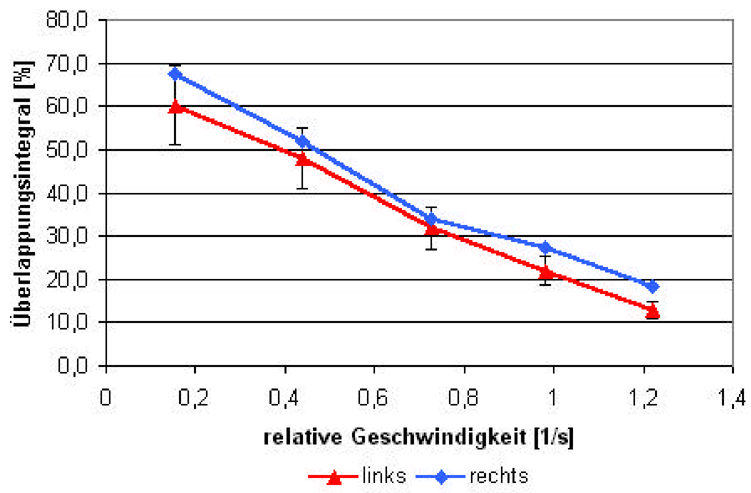


Abb. 70: Das Überlappungsintegral als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

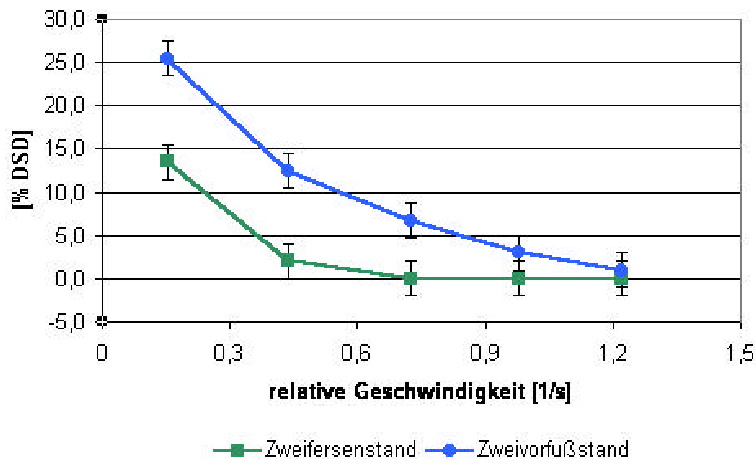


Abb. 71: Zweifersenstand und Zweivorfußstand als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

8.1.2.4 Die Knieparameter

Die Tabelle 28 im Anhang 5 enthält die Lage- und Streumaße für die Knieparameter. Entsprechend der Goniometergenauigkeit muß bei der Winkelbestimmung von einem Meßfehler von ± 3 Grad ausgegangen werden. Der Fehler der zeitlichen Parameter, z.B. der Lage des Maximums t_{Kmax} beträgt ± 0,5 % DSD. Eine Sonderstellung nimmt dabei die Lage des Minimums des Kniewinkelverlaufes t_{Kmin} ein. Wie bereits erwähnt (s. Abschnitt 6.3.6), ist häufig kein deutliches Minimum festzustellen. Das Minimum kann sich zwischen Initialkontakt und dem Ende des Terminalstandes befinden. Demzufolge ist der Variationskoeffizient von t_{Kmin} sehr hoch und liegt zwischen. 45 % und 67 %. Der mittlere Wert des Minimums hat eine Größe zwischen -1 Grad bis +2 Grad. Das Ergebnis entspricht etwa den Messungen von Winter /[3-4]/, der für das Minimum Werte zwischen 0 Grad und 3 Grad erhielt. Die Ganggeschwindigkeit hat keinen Einfluß auf die Größe des Minimums..

Der Kniewinkelverlauf im Bereich der Schwungphase ist symmetrisch. Der Zeitpunkt des maximalen Kniewinkels t_{Kmax} befindet sich etwa in der Mitte zwischen dem Zeitpunkt der maximalen Beugegeschwindigkeit t_{Bmax} und dem Zeitpunkt der maximalen Streckgeschwindigkeit t_{Smax}. Bei einigen wenigen Probanden befinden sich die Extrema der Winkelgeschwindigkeit nicht in der Schwungphase sondern in der Phase der Belastungsantwort.

Bis auf die Symmetrieparameter, dem Kniewinkelminimum und die Kniewinkel bei Auftritt K_{Au} und Abstoß K_{Ab} werden alle anderen Knieparameter durch die Ganggeschwindigkeit beeinflußt. Dies bestätigen statistische Tests mittels Pearsonschen Korrelations-Koeffizienten. In der Geschwindigkeitsgruppe 1 liegt der Mittelwert des Kniewinkelmaximums K_{max} bei ca. 45 Grad, in der Geschwindigkeitsgruppe 4 bei etwas 55 Grad (Abb. 72).

Die Lage des Maximimums t_{Kmax} verschiebt sich geringfügig von ca. 75 % DSD in der Geschwindigkeitsgruppe 1 auf ca. 72 %DSD in der Geschwindigkeitsgruppe 4 (Abb. 75), was durch die kürzer werdende Standphase zu erklären ist.

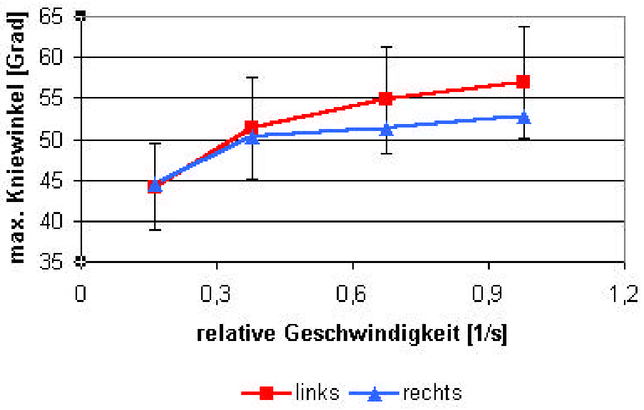


Abb. 72: Das Kniewinkelmaximum K_{max} als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

Die Mittelwerte für das Maximum sind um ca. 10 Grad kleiner als die Meßergebnisse von Winter /[3-4]/ und Charteris /[6-1]/, welche die Kniewinkel mit optischen Methoden bestimmten. Die Ursache hierfür ist nicht eindeutig geklärt. Da auch die Kniebeugeumfänge K_U um die gleiche Größenordnung zu klein sind, scheiden Fehler bei der Festlegung der Nullage aus. Linearitätsfehler können ebenfalls nicht der Grund für die Abweichungen sein, da die verwendeten Goniometer eine gute Linearität aufweisen. Vermutlich liegt die Ursache der Unterschiede zwischen Goniometermessungen und optischen Messungen darin, daß das Kniegelenk keine feste Drehachse besitzt und die verschiedenen Meßverfahren davon unterschiedlich beeinflußt werden.

Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Standardabweichungen für die Kniewinkelextrema entsprechen den Werten von Winter. Die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Winkelextrema wird durch die Mittelwerte der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppen berücksichtigt.

Erwartungsgemäß erhöhen sich die Beträge der Winkelgeschwindigkeiten mit steigender Ganggeschwindigkeit (Abb. 73 und Abb. 74). Es ist ein näherungsweise linearer Zusammenhang zwischen der relativen Geschwindigkeit v_{rel} und den Extrema der Winkelgeschwindigkeiten festzustellen. Der Einfluß der Geschwindigkeit auf die Extrema läßt sich innerhalb der Datenbank gut mit Hilfe einer Trendlinie berücksichtigen.

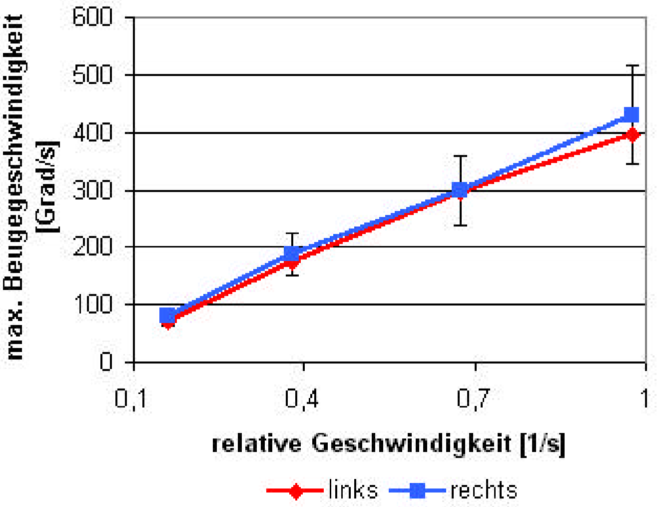


Abb. 73: Das Maximum der Kniebeugegeschwindigkeit K_{Bmax} als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

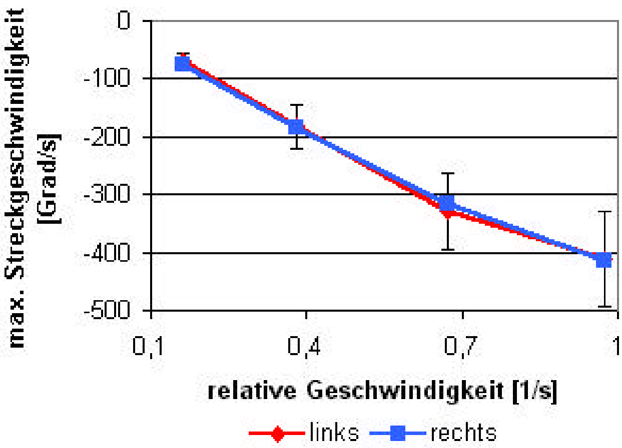


Abb. 74: Das Maximum der Kniestreckgeschwindigkeit K_{Smax} als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

In der Prä-Schwungphase erhält das Knie seine maximale Beugegeschwindigkeit K_{Bmax}. Mit steigender Geschwindigkeit verkürzt sich die Standphasendauer, wodurch sich auch die Lage des Maximums der Kniebeugegeschwindigkeit t_{KBmax} von ca. 65 % DSD für die Geschwindigkeitsgruppe 1 auf ca. 55 % DSD für die Geschwindigkeitsgruppe 4 verschiebt (Abb. 75). Das Maximum der Kniestreckung bewegt sich mit steigender Geschwindigkeit in Richtung Schwungphasenende.

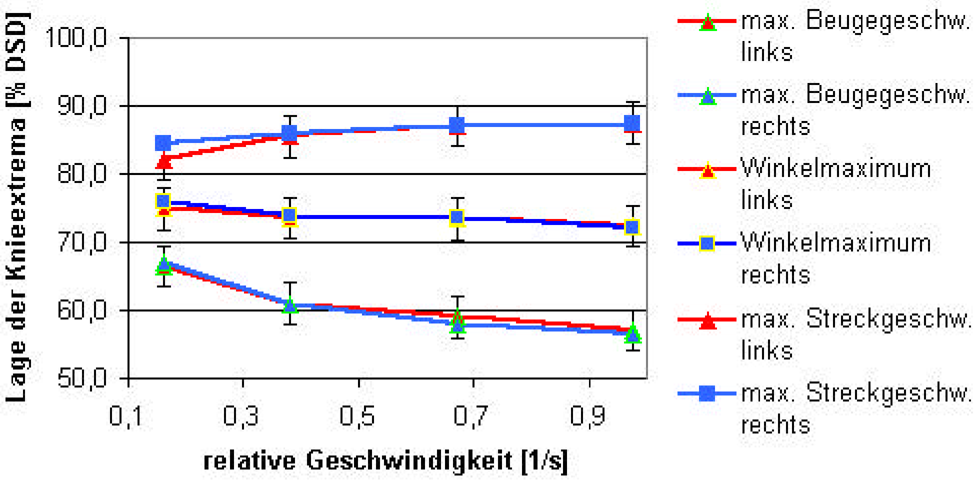


Abb. 75: Die Lage der Extrema des Kniewinkelverlaufes als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

Winkelgeschwindigkeiten kleiner als Null entsprechen einer Kniestreckung, größer als Null einer Beugung. Bei der Bestimmung von Beuge- und Streckdauer wurden nur Werte oberhalb einer Schwelle der Winkelgeschwindigkeit berücksichtigt. Die Summe beider Größen liegt daher unterhalb 100 %.

Die Dauer der Kniestreckung während einer Doppelschrittphase entspricht im langsamen bis mittleren Geschwindigkeitsbereich etwa der Dauer der Kniebeugung (Abb. 76). Bei hoher Ganggeschwindigkeit ist die Dauer der Kniestreckung t_{KS} länger als die Dauer der Kniebeugung t_{KB}.

Bei Initialkontakt ist das Knie leicht gebeugt. Der mittlere Winkel K_{Au} liegt zwischen 2 Grad und 6 Grad. Die Beugung des Knies beim Abstoß K_{Ab} beträgt etwas über 30 Grad.

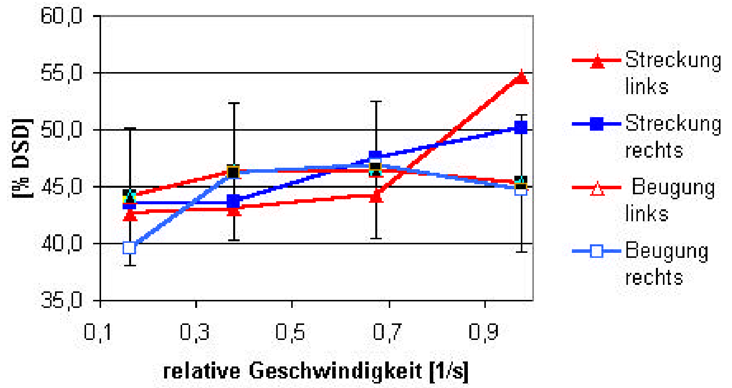


Abb. 76: Die Zeitdauer der Kniebeugung und Kniestreckung als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

8.1.2.5 Die Hüftparameter

In Tabelle 29 im Anhang 5 sind die Lage- und Streuparameter für die Gangparameter des Hüftwinkelverlaufes zusammengefaßt.

Im allgemeinen befindet sich das Maximum des Hüftwinkelverlaufes H_{max} am Ende der mittleren Schwungphase (vergl. Abb. 50). Bei einigen wenigen Versuchspersonen ist das Maximum jedoch in der Phase der Belastungsantwort, also zu Beginn der Standphase. Vermutlich ist in diesen Fällen die Beugung des Oberkörpers in Gangrichtung beim Auftritt so groß, daß das lokale Hüftwinkelmaximum in der Phase der Belastungsantwort zum globalen Maximum wird. Für die zeitliche Lage des Maximums der Hüftbeugung t_{Hmax} innerhalb der Datenbank wird der Median der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppen verwendet, da Mittelwerte durch diese Ausnahmefälle stark beeinflußt werden und somit nur noch bedingt aussagefähig sind.

Zu Beginn der Prä-Schwungphase wird die Hüfte maximal gestreckt. Dies ist der Zeitpunkt des Initialkontaktes des kontralateralen Beines. Der Variationskoeffizient dieses Parameters ist nur geringfügig höher als der Variationskoeffizient der Standphasendauer.

Die Mittelwerte der Hüftwinkelextrema entsprechen den Ergebnissen von Winter /[3-4]/. Im mittleren Geschwindigkeitsbereich ist die Hüfte am aktivsten. Im Bereich der komfortablen Geschwindigkeit sind Hüftbeugung und -streckung am größten. Die Standardabweichungen der Winkelextrema liegen zwischen 5 Grad und 8 Grad, was ebenfalls mit den Werten von Winter übereinstimmt.

Das Maximum der Beugegeschwindigkeit H_{Bmax} liegt meist in der frühen Schwungphase, in seltenen Fällen jedoch auch in der Phase der Belastungsantwort. Das Maximum der Streckgeschwindigkeit befindet sich häufig bei ca. 95 % DSD, das heißt kurz vor dem Initialkontakt. Manchmal ist jedoch die Lage der maximalen Streckgeschwindigkeit t_{HS} im Bereich der Mittelstandsphase.

Die Relationen zwischen der Dauer der Hüftstreckung und der Hüftbeugung verschieben sich in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit (Abb. 77). Die Zeitdauer der Beugung t_{HB} erhöht sich mit steigender Geschwindigkeit, währenddessen die Dauer der Streckung t_{HS} abnimmt.

Die Extrema der Winkelgeschwindigkeiten der Hüfte werden durch die Ganggeschwindigkeit weniger stark beeinflußt als die des Knies (Abb. 78).

Für die Datenbank werden die Mittelwerte der zugehörigen Geschwindigkeitsgruppen ausgewertet.

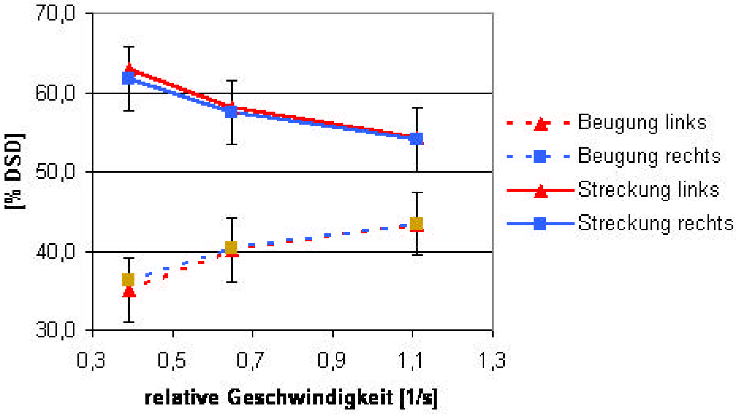


Abb. 77: Die Zeitdauer von Beugung und Streckung der Hüfte als Funktion von v_{rel}

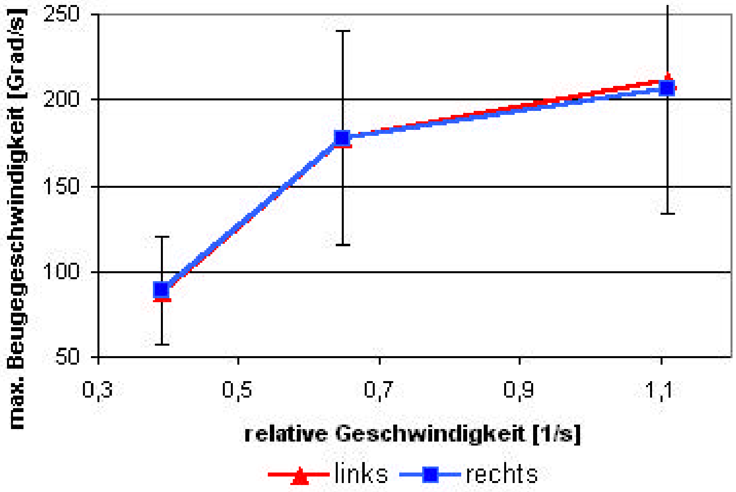


Abb. 78: H_{Bmax} als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

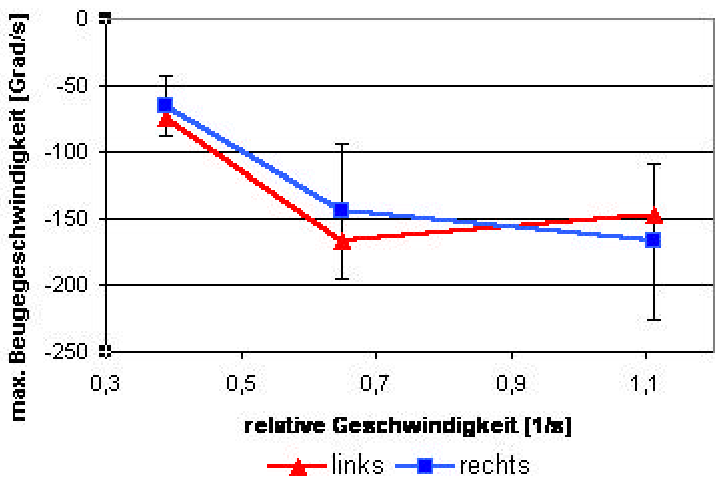


Abb. 79: H_{Smax} als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel}

8.1.2.6 Die Sprunggelenksparameter

In Tabelle 30 sind die Ergebnisse für die Sprunggelenksparameter zusammengefaßt. Es wurden nur die Winkelextrema und die Sprunggelenksbeugeumfänge ausgewertet. Nur für die Geschwindigkeitsgruppe 3 standen genügend Messungen zur Auswertung zur Verfügung.

In Abb. 80 ist die Trendlinie des Beugeumfanges des Sprunggelenkes als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel} dargestellt. Mit steigender Geschwindigkeit erhöht sich auch der Beugeumfang des Sprunggelenkes.

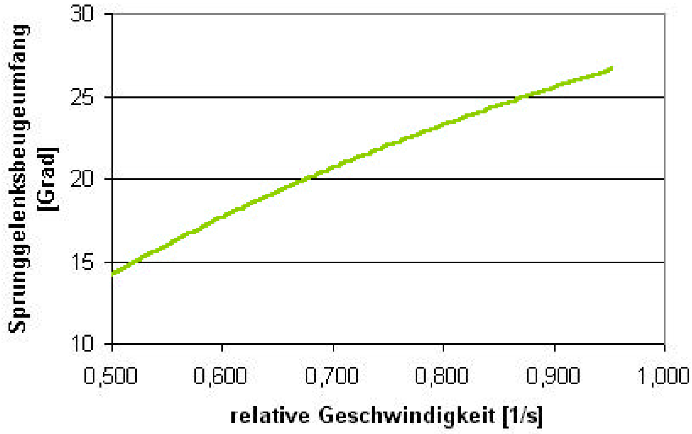


Abb. 80: Der Beugeumfang S_U des Sprunggelenkes als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel} (Trendlinie)

8.1.3 Die Gangsymmetrie

Aus Tabelle 23 im Anhang 5 wird ersichtlich, daß der Mittelwert der Symmetrie der Standphase StP_S für alle Geschwindigkeitsgruppen positiv ist, das heißt der Mittelwert der Standphasendauer des rechten Beines StP_R ist größer ist als der Mittelwert der Standphasendauer des linken Beines StP_L (Abb. 81). Dies gilt sowohl für männliche und weibliche Probanden getrennt als auch für beide Geschlechtergruppen gemeinsam. Mit Hilfe des Wilcoxon-Tests für zwei abhängige Stichproben /[7-1]/ konnte für alle Geschwindigkeitsgruppen ein hochsignifikanter Unterschied (Wilcoxon-Koeffizient kleiner als 0,01) zwischen linker und rechter Seite nachgewiesen werden.

Um sicher zu gehen, daß dieser Unterschied zwischen linker und rechter Seite nicht aus noch unbekannten Asymmetrien des Meßsystems herrührt, wurden die Meßsohlen mit Hilfe einer pneumatischen Einrichtung zur Kalibrierung von Drucksensoren definiert periodisch belastet und die Dauer der Standphasen für die linke und die rechte Seite berechnet. Bei den Versuchsreihen ließen sich keine zeitlichen Asymmetrien feststellen. Man kann also davon ausgehen daß das obige Resultat nicht durch das Meßsystem vorgetäuscht wird.

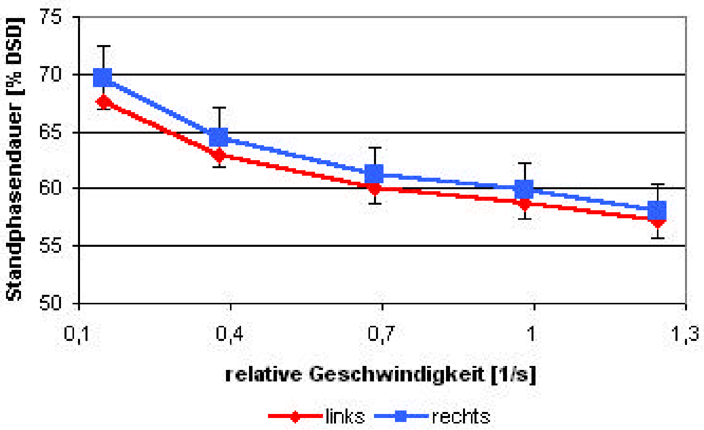


Abb. 81: Standphasendauer StP_L und StP_R als Funktion der relativen Geschwindigkeit v_{rel} (Mittelwerte der fünf verschiedenen Geschwindigkeitsgrppen)

Für die Abrollparameter effektive Fußlänge L_{eff} und dem Überlappungsintegral FV ergab der Wilcoxon-Test ebenfalls eine Seitenabhängigkeit. Während die Symmetrie der effektiven Fußlänge in allen Geschwindigkeitsgruppen negativ ist, weist die Symmetrie des Überlappungsintegrals in allen Gruppen positive Werte auf (vergl. Abb. 69 und Abb. 70).

Statistische Untersuchungen zu den Belastungsparametern belegen in den mittleren Geschwindigkeitsgruppen ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen linker und rechter Seite. Aufgrund der großen Streubreite dieser Parametergruppe wird jedoch auf eine Interpretation dieser Testergebnisse verzichtet. Das gleiche trifft für mögliche Asymmetrien der Parameter der Gelenkwinkelverläufe zu. Eine endgültige Bestätigung dieser Ergebnisse kann nur nach weitergehenden Untersuchungen erfolgen.

Für die Dauer der Standphase und die beiden seitenbezogenen Abrollparameter erhalten wir folgendes Ergebnis: Im statistischen Mittel wird die rechte Seite beim Gehen um ca. 1 % DSD länger als die linke Seite belastet und mit dem rechten Fuß wird weniger stark abgerollt als mit dem linken. Dem Verfasser ist aus der Literatur noch kein Hinweis zu dieser Gangasymmetrie bekannt. Bisher ist man davon ausgegangen, daß bei automatisierten Abläufen wie dem Gehen keine Asymmetrie der Beine gegeben ist /[8-13]/. Wenn man jedoch bedenkt, daß 95 % aller Rechtshänder bei komplizierteren Tätigkeiten mit den Beinen, z.B. dem Fußball spielen, ebenfalls das rechte Bein bevorzugen /[8-14]/, dann erscheint eine gewisse Asymmetrie beim Gehen nicht unerwartet. Es ist sinnvoll, diese Asymmetrie innerhalb der Datenbank zu berücksichtigen.

8.1.4 Die Altersabhängigkeit

Die Ausgangsdaten zur Untersuchung der Altersabhängigkeit waren die 92 Messungen der männlichen Versuchspersonen (siehe 8.1.2.1) mit nur geringen Unterschieden in der relativen Geschwindigkeit. Die Messungen wurden in insgesamt sieben verschiedene Altersklassen unterteilt. Die Ergebnisse sind im Anhang 5 in Tabelle 25 zusammengefaßt worden.

Die Korrelationen wurde mit Hilfe des Spearmannschen Rangkorrelationskoeffizienten berechnet (vergl. Abschnitt 7.1). Das Alter der Probanden korreliert negativ mit den Allgemeinen Parametern Schrittlänge, relative Schrittlänge und Schrittverhältnis, d.h. mit steigendem Alter verringern sich diese Größen. Die Schrittfrequenz korreliert positiv mit dem Alter der Versuchspersonen.

Die Mittelwerte der verschiedenen Altersklassen von relativer Schrittlänge L_{rel}, Schrittfrequenz f_0 und Schrittverhältnis SV sind über die Altersmittelwerte der sieben Altersklassen aufgetragen worden (Abb. 82 bis Abb. 84).

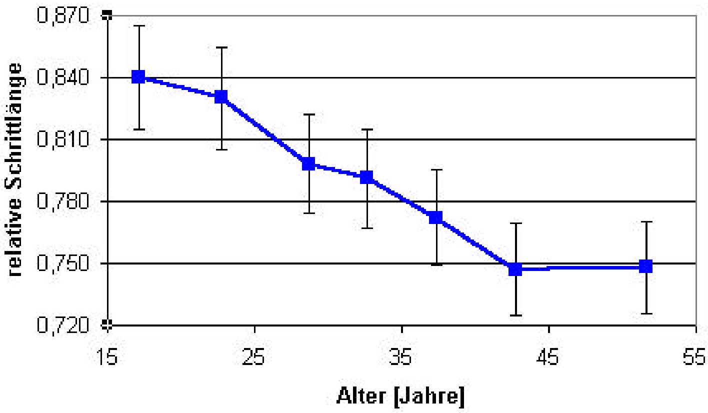


Abb. 82: Die relative Schrittlänge als Funktion des Alters der Versuchspersonen

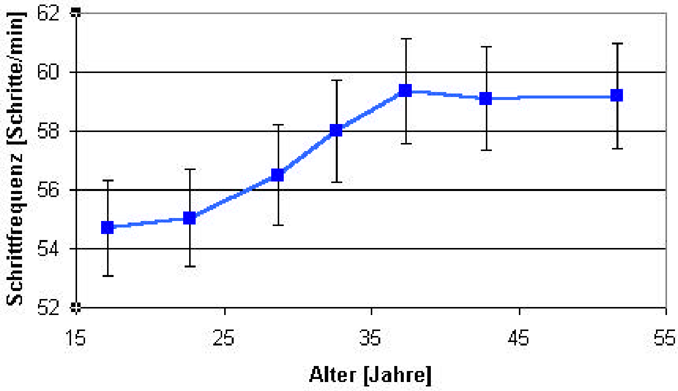


Abb. 83: Die Schrittfrequenz als Funktion des Alters der Versuchspersonen

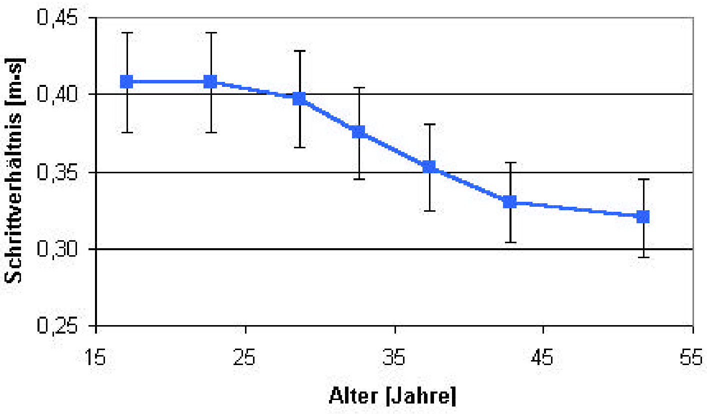


Abb. 84: Das Schrittverhältnis als Funktion des Alters der Probanden

Die Grafiken bestätigen die Korrelationsrechnungen. Es besteht ein deutlicher Trend dazu, daß mit steigendem Alter der Versuchspersonen sich die Schrittfrequenz erhöht und die relative Schrittlänge dabei abnimmt. Das Schrittverhältnis verringert sich ebenfalls mit dem Alter.

Die Berücksichtigung der Altersabhängigkeit innerhalb der Datenbank macht nur im Bereich der mittleren Geschwindigkeit Sinn, da nur in diesem Bereich genügend Messungen zur Auswertung zur Verfügung stehen.

8.1.5 Der Einfluß des Geschlechtes auf die Gangparameter

Der Mann-Withney-Test ergab für fast alle Allgemeinen Parameter einen signifikanten Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Probanden. Es gibt Unterschiede in den verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen. Interessant ist, daß in der Geschwindigkeitsgruppe 1 „sehr langsam“ kein Unterschied in den Allgemeinen Parametern zwischen männlichen und weiblichen Probanden festzustellen ist.

Vergleichbar mit dem Zusammenhang zwischen Körpergröße und Schrittlänge überwiegen bei dieser sehr langsamen und ungewohnten Geschwindigkeit vermutlich die individuellen Anpassungsprobleme gegenüber den Geschlechtsunterschieden.

Die Unterschiede sind im Bereich der komfortablen Geschwindigkeit (Gruppe 3 und 4) am größten. Die Ergebnisse innerhalb der Geschwindigkeitsgruppe 5 sind aufgrund der geringen Anzahl weiblicher Probanden nur begrenzt aussagefähig. Für die Symmetrie der Standphasendauer ist bei allen Geschwindigkeitsgruppen kein Einfluß des Geschlechts nachweisbar.

Die Geschlechtsunterschiede bei der Schrittlänge, der Kadenz und dem Schrittverhältnis wurden in der Literatur schon mehrfach beschrieben /[8-1], [8-2]/. Die Aussage von Yamasaki /[8-1]/, daß im unteren Geschwindigkeitsbereich bezüglich relativer Schrittlänge L_{rel} und Kadenz f_0 kein Unterschied vorhanden ist, kann durch die eigenen Untersuchungen bestätigt werden.

Berücksichtigt man die im Mittel geringere Größe der Frauen, dann verringern sich die Geschlechtsunterschiede bei der Schrittlänge deutlich. Bei einer mitteleuropäischen Bevölkerungsstichprobe (252 Frauen und 287 Männer) wurde der Quotient von Beinlänge zu Körperhöhe bestimmt /[8-12]/. Dabei ist für Männer der Wert 0,489 und für Frauen der Wert 0,476 ermittelt worden: Frauen haben also im Mittel in Relation zur Körpergröße kürzere Beine. Die Geschlechtsrelation liegt bei 97,3 %. Berücksichtigt man diese Relation, dann ist die Schrittlänge von Männern und Frauen nahezu gleich (Abb. 85). Gegenüber der Geschwindigkeitsabhängigkeit ist der Einfluß des Geschlechtes auf relative Schrittlänge L_{rel} und Kadenz f_0 vernachlässigbar.

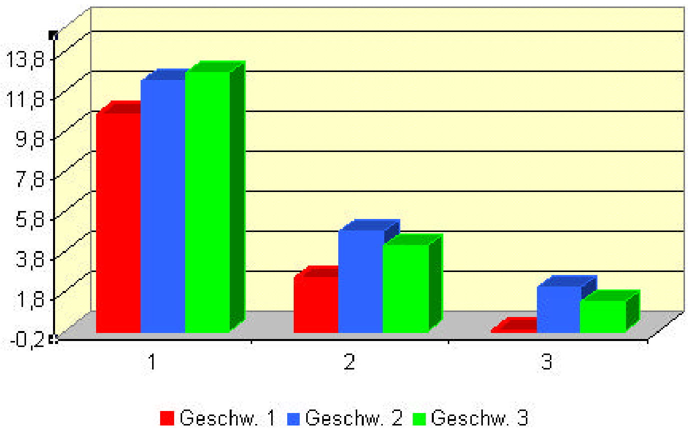


Abb. 85: Die Differenzen in der Schrittlänge von männlichen und weiblichen Probanden in % (1 - ohne Berücksichtigung der Größenunterschiede und der Körperproportionen, 2 - ohne Berücksichtigung der Körperproportionen, 3 – mit Berücksichtigung der Größenunterschiede und Körperproportionen

Der Mann-Withney-Test ergab auch einen signifikanten Unterschied bei der Dauer der Standphase für männliche und weibliche Probanden. Die graphische Darstellung der Geschlechtsunterschiede der Standphasendauer läßt in allen Geschwindigkeitsgruppen bei Frauen eine längere Standphase erkennen (Abb. 86).

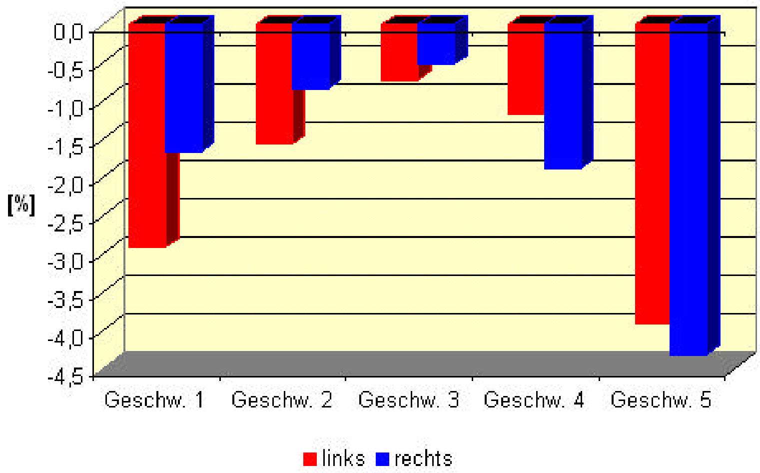


Abb. 86: Die Differenzen in der Standphasendauer von männlichen und weiblichen Probanden

Das gleiche gilt naturgemäß auch für den Zweibeinstand (Abb. 87). Bemerkenswert ist dabei, daß die Unterschiede im Bereich der komfortablen Geschwindigkeit am geringsten sind. Bei den Abrollparametern, den Belastungsintegralen und den Winkelparametern war kein signifikanter Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden festzustellen.

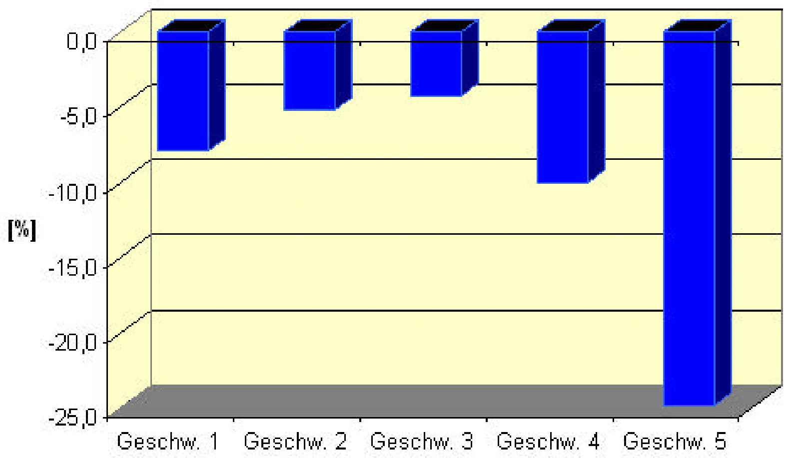


Abb. 87: Die Geschlechtsunterschiede des Zweibeinstandes ZBS

8.2 Vergleich von Messungen auf dem Laufband und im Laufgang

Auf dem Gebiet der Ganganalyse wird häufig die Frage diskutiert, ob sich der Gang auf dem Laufband vom freien Gang in natürlicher Umgebung unterscheidet /[8-4], [8-5], [8-6], [8-7], [8-8], [8-9], [8-10], [8-11]/. Diese Frage ist insofern von Bedeutung, daß man Ergebnisse von Messungen auf dem Laufband auf den natürlichen Gang verallgemeinern möchte. Auf dem Laufband lassen sich deutlich reproduzierbarere Meßbedingungen realisieren. Viele Gangparameter sind z.B. geschwindigkeitsabhängig und es ist deshalb erstrebenswert, Messungen bei definierter Geschwindigkeit durchzuführen. Im Laufgang bedarf es schon eines Trainings, um zu erreichen, daß der Proband innerhalb eines Geschwindigkeitsbereiches läuft. Auf dem Laufband ist die gewünschte Geschwindigkeit problemlos einstellbar.

Von denjenigen, die das erste Mal auf einem Laufband laufen, wird die eingangs gestellte Frage spontan bejaht. Das natürliche Gehen geschieht automatisch, man braucht nicht darüber nachzudenken. Auf dem Laufband jedoch muß man sich konzentrieren, um die Geschwindigkeit beizubehalten. Wenn sich ein Anfänger auf dem Laufband die ihm angenehme Laufbandgeschwindigkeit wählen kann, dann ist diese um ca. 2 km/h geringer als die angenehm empfundene Geschwindigkeit im Laufgang. Nach dem Training auf dem Laufband verringert sich das Unsicherheitsgefühl. Probanden die mehrmals in der Woche auf dem Laufband gehen, automatisieren diesen Gang ebenso wie den natürlichen Gang.

Es war daher naheliegend zu vergleichen, wie sich der Gang im Laufgang vom Gang auf dem Laufband in Abhängigkeit vom Trainingszustand unterscheidet. Im Rahmen dieser Arbeit wurden dabei Probanden ausgesucht, die nach eigenen Angaben noch nicht auf dem Laufband gelaufen sind. Diese sind sowohl auf dem Laufband als auch im Laufgang vermessen worden. Der Versuch wurde nach einem Laufbandtraining wiederholt. In einem zweiten Teil der Untersuchungen sollte festgestellt werden, ob Probanden mit langjähriger Laufbanderfahrung ebenfalls signifikante Unterschiede beim Gang auf dem Laufband und im Laufgang aufweisen.

Das erste Ergebnis der Untersuchungen ist die Erkenntnis, daß die Geschwindigkeit auf dem Laufband als deutlich höher empfunden wird als im Gang. Neulinge auf dem Laufband bezeichnen den Geschwindigkeitsbereich zwischen ca. 3,5 km/h und 4 km/h als optimal. Bei Probanden mit Training erhöht sich diese Geschwindigkeit um etwa 1 km/h. Wenn die Probanden gebeten werden, im Gang mit der ihnen am angenehmsten Geschwindigkeit zu Gehen, dann liegen die vermessenen Geschwindigkeiten ca. zwischen 5 km/h und 6 km/h. Ein Unterschied zwischen komfortabler Geschwindigkeit auf dem Band und im Gang bleibt auch bei erfahrenen Versuchspersonen bestehen. Der Unterschied liegt zwischen 0,5 und 1 km/h.

Statistische Tests ergaben signifikante Unterschiede für die Gangparameter Schrittlänge, relative Schrittlänge und Schrittfrequenz zwischen den Werten auf dem Band und im Laufgang. Dies entspricht den Meßergebnissen von Stolze /[8-6]/. Der von Stolze festgestellte Unterschied bezüglich der Standphasendauer konnte jedoch nicht bestätigt werden.

Die Messungen von trainierten und untrainierten Probanden unterschieden sich ebenfalls. In Abb. 88 ist der Trainingseinfluß auf die Gangunterschiede für die Schrittlänge und die Schrittfrequenz graphisch dargestellt. Die Schrittlänge ist auf dem Band geringer als im Gang. Die Schrittfrequenz ist dabei höher. Nach Laufbandtraining verringert sich dieser Unterschied. Jedoch bleibt selbst bei großer Laufbanderfahrung eine Differenz zwischen Laufband- und Laufgangmessungen (Abb. 89). Die Schrittlänge ist auch nach längerem Training auf dem Laufband kürzer und die Schrittfrequenz höher als im Laufgang.

Die Ganglinien sind auf dem Laufband deutlich breiter als im Gang (Abb. 90). Dies ist unabhängig vom Training und auch bei langjähriger Laufbanderfahrung der Fall. Die Ursache hierfür könnte in folgendem bestehen. Im Vergleich zum Laufband ist ein Laufgang relativ breit. Schwankungen des Körperschwerpunktes quer zur Gangrichtung werden durch geringfügige Richtungsänderungen korrigiert. Auf dem schmalen Laufband hingegen erfolgt die Korrektur vorwiegend durch Ausgleichsbewegungen des Standbeines, was sich durch einen Verbreiterung der Ganglinien bemerkbar macht.

Erwartungsgemäß ergaben sich auch signifikante Unterschiede im Variationskoeffizienten der Doppelschrittdauer DSD_{rel}. Der Gang auf dem Laufband ist durch die vorgegebene Geschwindigkeit gleichmäßiger als im Gang (Abb. 91).

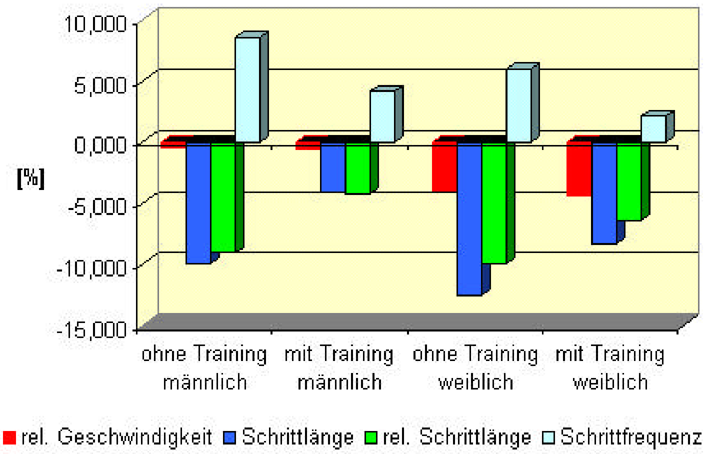


Abb. 88: Der Trainingseinfluß auf den Unterschied zwischen Laufgang- und Laufbandmessungen

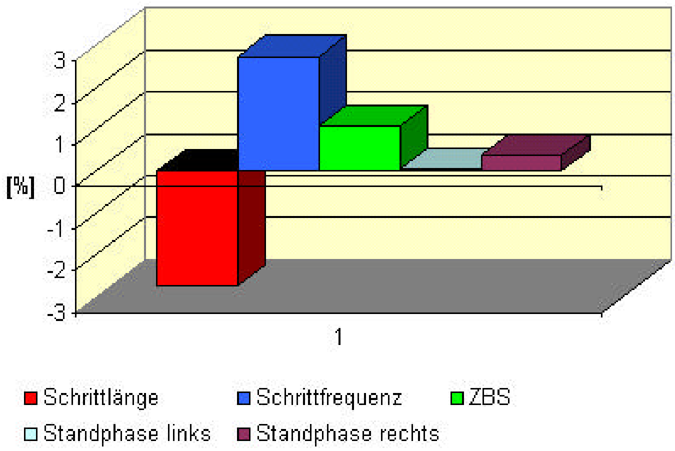


Abb. 89: Der Unterschied zwischen Laufgang- und Laufbandmessungen bei einem Probanden mit langjährigem Training in Prozent, Mittelwerte aus n=80 Messungen auf dem Laufband, n=25 Messungen im Laufgang

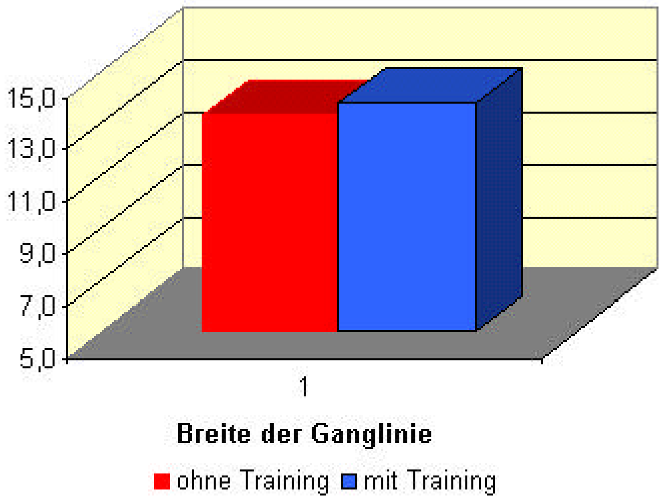


Abb. 90: Der Trainingseinfluß auf den Unterschied zwischen Laufgang- und Laufbandmessungen.

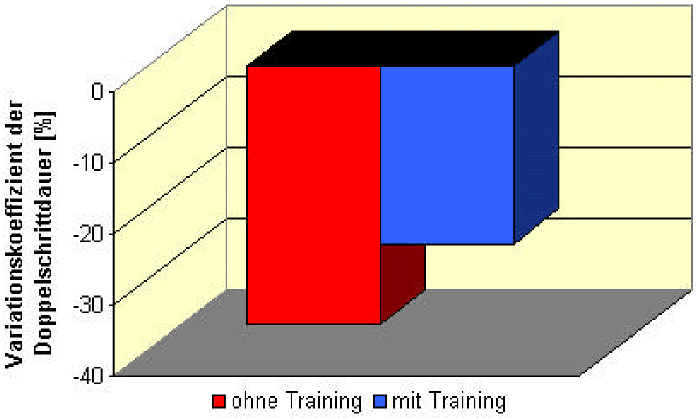


Abb. 91: Der Unterschied im Variationskoeffizienten der Doppelschrittdauer DSD_{rel} zwischen Laufgang- und Laufbandmessungen

8.3 Der Einsatz der Ganganalyse zur Skalierung der Fähigkeitsstörungen im Gehen im Rahmen der ICIDH-Klassifikation

Im Jahre 1980 wurde auf Beschluß der Weltgesundheitsorganisation (WHO) eine Klassifikation der Schädigungen und der sich daraus ergebenden Fähigkeitsstörungen und Beeinträchtigungen (ICIDH - International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps) veröffentlicht /[8-15]/. Die Auswirkungen einer Gesundheitsstörung werden in dieser Klassifikation auf drei Ebenen beschrieben:

1. Störung der biologischen und/oder der psychischen Struktur und Funktion (S-Codes)
2. Störung der Fähigkeit der betroffenen Person zur Ausführung bestimmter Handlungen (F-Codes)
3. Störung der sozialen Stellung oder Rolle der betroffenen Person und ihrer Fähigkeit zur Teilnahme am gesellschaftlichen Leben (B-Codes)

Im Zusammenhang mit der Ganganalyse ist die zweite Ebene von Interesse und dabei besonders die Fähigkeitsstörungen in der Fortbewegung (Tabelle 9).

Um den speziellen Fragestellungen der Rehabilitationstechnik gerecht zu werden, verallgemeinerte Tscheuschner /[8-16]/ die F-Codes der ICIDH und entwickelte die F_T-Codes (Tabelle 10).

Für jeden dieser Codes schlug er eine siebenstufige Skalierung zur Bewertung für die Beinprothesenversorgung vor.

F-Code (ICIDH)	
F 40	Fähigkeitsstörung im Gehen
F 41	Fähigkeitsstörung im Überqueren
F 42	Andere Fähigkeitsstörung im Treppensteigen
F 43	Andere Fähigkeitsstörung im Steigen
F 44	Fähigkeitsstörung im schnellen Laufen
F 45	Andere Fähigkeitsstörung im Gehen
F 46	Fähigkeitsstörung im Wechsel der Körperstellung
F 47	Fähigkeitsstörung im Transportieren
F 48	Fähigkeitsstörung im Heben
F 49	Andere Fähigkeitsstörung in der Fortbewegung

Tabelle 9: Fähigkeitsstörungen in der Fortbewegung

F_T-Code	
F_T 40	Fähigkeitsstörung in der Fortbewegung in der Ebene mit kleiner bis mittlerer Geschwindigkeit
F_T 41	Fähigkeitsstörung im Überwinden von Kanten und Stufen
F_T 42	Fähigkeitsstörung im Überwinden von Treppen
F_T 43	Fähigkeitsstörung in der Fortbewegung auf schiefer Ebene
F_T 44	Fähigkeitsstörung in der Fortbewegung in der Ebene mit schneller Geschwindigkeit
F_T 45	Fähigkeitsstörung im Aufstehen/Hinsetzen
F_T 46	Fähigkeitsstörung in der Wendigkeit
F_T 47	Fähigkeitsstörung im Transportieren
F_T 48	Fähigkeitsstörung im Heben
F_T 49	Andere Fähigkeitsstörung in der Fortbewegung

Tabelle 10: Die technikbezogenen F_T-Codes [8-16]

Für den F_T-40-Code, der Fähigkeitsstörung in der Fortbewegung in der Ebene mit kleiner bis mittlerer Geschwindigkeit, soll beispielhaft die Einbeziehung der Ganganalyse in die Skalierung demonstriert werden. Die Skalierungsvorschläge von Tscheuschner dienen dabei als Grundlage. Die wesentlichen Kriterien der Bewertung sind die Ganggeschwindigkeit, die Gangausdauer, die Gangsicherheit und das Gangbild. Jedes dieser Kriterien wird getrennt ausgewertet. Die Geschwindigkeit, die Ausdauer und die Gangsicherheit sind gleichwertige Kriterien. Das Gangbild ist von leicht untergeordneter Bedeutung.

Um die verschiedenen Körpergrößen der zu beurteilenden Personen zu berücksichtigen, wird die relative Geschwindigkeit v_{rel} bewertet. Die Messung kann auf dem Laufband erfolgen. Dabei ist jedoch die auf dem Laufband geringere komfortable Geschwindigkeit zu beachten. Des weiteren ist darauf zu achten, daß die Patienten sich auf dem Laufband eingelaufen haben.

Als Maß für die Gangausdauer dient die erreichbare Wegstrecke.

Es wird für die Bestimmung auf dem Laufband eine Punkteskala (Tabelle 11) vorgeschlagen:

Geschwindigkeit v_{rel}	Punkte	Wegstrecke s	Punkte	Gangsicherheit	Punkte	Gangbild	Punkte
$v_{rel} \geq 0{,}7$ pro s	0 Punkte	$s \geq 1000$ m	0 Punkte	sicher	0 Punkte	unauffällig	0 Punkte
0,7 pro s > $v_{rel} \geq$ 0,5 pro s	1 Punkt	500 m $\leq$ s < 1000 m	1 Punkt	leicht eingeschränkt	1 Punkt	auffällig	1 Punkt
0,5 pro s > $v_{rel} \geq$ 0,3 pro s	2 Punkte	100 m $\leq$ s < 500 m	2 Punkte	mäßig	2 Punkte	stark auffällig	2 Punkte
0,3 pro s > $v_{rel} \geq$ 0,1 pro s	3 Punkte	20 m $\leq$ s < 100 m	3 Punkte	gering	3 Punkte		
v_{rel} < 0,1 pro s	4 Punkte	s < 20 m	4 Punkte	sehr gering	4 Punkte		

Tabelle 11: Die Punkteskala zur Bewertung der Gangkriterien

Die ersten beiden Kriterien sind auf dem Laufband relativ einfach bestimmbar. Die Bewertung der Gangsicherheit ist komplexer. Hilfreich kann hier die Auswertung von Ganganalysen geriatrischer Patienten sein. Vieregge /[5-2]/ hat nachgewiesen, daß u.a. die Schrittlänge L, der Zweibeinstand ZBS und der Variationskoeffizient der Doppelschrittlänge der Einzelschritte stark mit der Sturzgefährdung älterer Patienten korreliert. Eigene Untersuchungen zum pathologischen Gang bestätigten, daß diese Parameter durch einen unsicheren Gang beeinflußt werden.

Weiterhin hat sich gezeigt, daß bei einem unsicheren Gang der Fuß wenig abgerollt wird. Die Abrollparameter sollten daher ebenfalls berücksichtigt werden. Zur Charakterisierung des Abrollverhaltens werden die effektive Fußlänge L_{eff} und das Überlappungsintegral FV ausgewertet. Anstelle des Variationskoeffizienten der Doppelschrittlänge wird der Variationskoeffizient der Doppelschrittdauer DSD_{rel} gewählt, da dieser auf dem Laufband einfacher bestimmbar ist. Um die unterschiedliche Körpergröße der Patienten zu berücksichtigen, wird die relative Schrittlänge L_{rel} ausgewertet. Als Vergleichskriterium dienen die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (St) der Parameter der gangunauffälligen Gruppe.

Beispielsweise kann für den Zweibeinstand folgendes definiert werden:

$MW - St \leq ZBS < MW + St$ "normal"

$MW + St \leq ZBS < MW + 2xSt$ "lang"

$MW + 2xSt \leq ZBS$ "sehr lang"

Für die anderen Parameter läßt sich vergleichbares festlegen. Jedem Parameterbereich werden Punkte zugeordnet (Tabelle 12).

Die Punkte aus Tabelle 12 werden addiert, durch zwei dividiert und auf ganze Punkte gerundet. Bei den seitenbezogenen Abrollparametern ist für die Zuordnung die Seite mit der höheren Punktezahl ausschlaggebend. Man erhält Werte zwischen Null und Vier und kann damit die Gangsicherheit entsprechend der Tabelle 11 quantifizieren.

Parameter	Bewertung	Punkte
L_{rel}	sehr kurz	2 Punkte
L_{rel}	kurz	1 Punkt
L_{rel}	normal bis lang	0 Punkte
ZBS	sehr lang	2 Punkte
ZBS	lang	1 Punkt
ZBS	normal bis kurz	0 Punkte
DSD_{rel}	sehr groß	2 Punkte
DSD_{rel}	groß	1 Punkt
DSD_{rel}	normal bis klein	0 Punkte
L_{eff}	sehr kurz	1 Punkt
L_{eff}	kurz	0,5 Punkte
L_{eff}	normal bis lang	0 Punkte
FV	sehr hoch	1 Punkt
FV	hoch	0,5 Punkte
FV	normal bis gering	0 Punkte

Tabelle 12: Die Zuordnung der Bewertungspunkte auf die Parameterbereiche zur Skalierung der Gangsicherheit

Die Tabelle 13 enthält die Zuordnung der Punktezahl zu dem Grad der Fähigkeitsstörung. Es können maximal 14 Punkte für die Fähigkeitsstörung vergeben werden. Bis auf die subjektive Einschätzung des Gangbildes durch den Beurteilenden lassen sich alle anderen Parameter durch die Ganganalyse mit Hilfe objektiver Meßtechnik bestimmen. Diese Skalierung kann allgemein für die Bewertung des pathologischen Ganges genutzt werden und erlaubt z.B. die Bewertung von Rehabilitationsmaßnahmen.

	Skalierung	Punkte
.0	ohne Fähigkeitsstörung	0
.1	sehr geringe Fähigkeitsstörung	1-2
.2	geringe Fähigkeitsstörung	3-4
.3	mittlere Fähigkeitstöung	5-7
.4	stark eingeschränkte Fähigkeit	8-11
.5	sehr stark eingeschränkte Fähigkeit	12-14
.6	vollständige Unfähigkeit	ohne

Tabelle 13: Skalierung der Fähigkeitsstörung F_T40 in der Fortbewegung in der Ebene mit kleiner bis mittlerer Geschwindigkeit

8.4 Untersuchung des pathologischen Ganges

Die Zielstellung für die folgenden Abschnitte ist nicht die umfassende ganganalytische Charakterisierung der Patientengruppen. Es soll vielmehr der Versuch unternommen werden, anhand einiger Patientengruppen eine Abgrenzung des unauffälligen Ganges vom pathologischen Gang vorzunehmen. Des weiteren soll geprüft werden, ob es sinnvoll ist, die Daten der gangunauffälligen Probandengruppe zur Bewertung der Meßergebnisse von Patienten mit spezifischen Beeinträchtigungen heranzuziehen. Beispielhaft soll an einigen Patienten die Aussagefähigkeit der Gangparameter dokumentiert werden.

Bei Patientengruppen mit einseitiger Beeinträchtigung wurde für die seitenabhängigen Parametern nicht zwischen links und rechts, sondern zwischen betroffener und nicht betroffener Seite unterschieden.

8.4.1 Patienten mit Oberschenkelprothese

Es wurden insgesamt 25 Probanden (24 männlich, 1 weiblich) mit einer Oberschenkelprothese vermessen. Davon hatten 12 Personen die Prothese auf der linken und 13 auf der rechten Seite. Das mittlere Alter der Gruppe betrug 41 ± 15 Jahre. Es wurden nur Patienten einbezogen, die ihr Bein infolge eines traumatischen Ereignisses verloren. Nach eigener Aussage verwendeten sie ihre Prothese im Alltag und hatten keine sonstigen gesundheitlichen Probleme. Patienten mit Amputationen infolge Diabetis oder Störungen des Kreislaufsystems müssen einer anderen Patientengruppe zugeordnet werden, da diese meist mehrfache gesundheitliche Schäden aufweisen. Insgesamt sind 189 Messungen durchgeführt worden. Die überwiegende Anzahl der Probanden hatte große Erfahrung im Umgang mit dem Laufband.

In den Abb. 92 und Abb. 93 ist der Einfluß der relativen Geschwindigkeit auf die relative Schrittlänge und die Schrittfrequenz graphisch dargestellt. Für diese Parameter sind die Verläufe mit denen der gangunauffälligen Vergleichsgruppe vergleichbar. Dies belegen auch die Trendlinien (Tabelle 38). Die Streuung der Parameter ist jedoch größer und es ergibt sich daher ein geringeres Bestimmtheitsmaß.

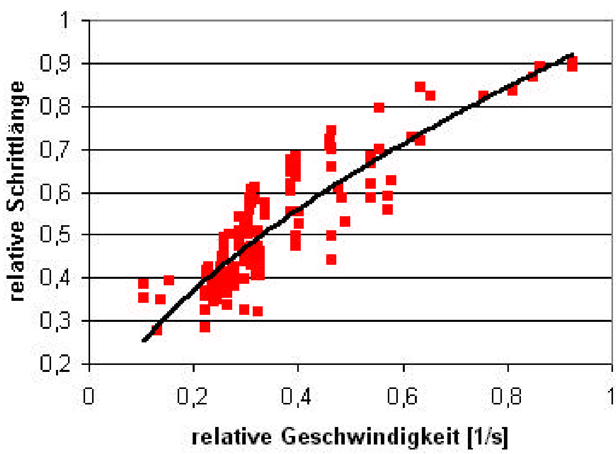


Abb. 92: Die relative Schrittlänge als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Probanden mit Oberschenkelprothese

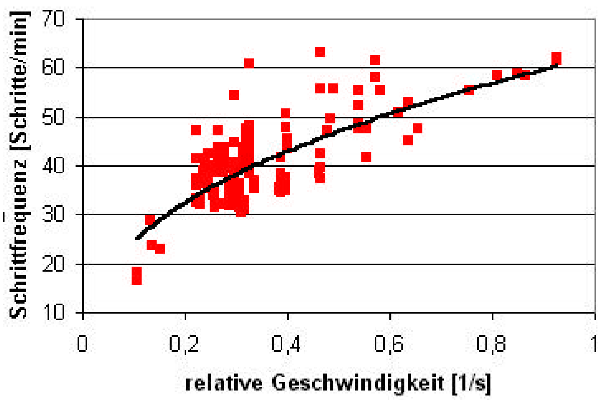


Abb. 93: Die Schrittfrequenz als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Probanden mit Oberschenkelprothese

Bei der Dauer der Standphase ergeben sich deutliche Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Seite (Abb. 94). Während der Verlauf der nicht betroffenen Seite gut mit dem Verlauf der Vergleichsgruppe übereinstimmt, ist die Standphasendauer der Prothesenseite nahezu unabhängig von der relativen Geschwindigkeit. Der unterschiedliche Verlauf in Bezug auf die Geschwindigkeit führt dazu, daß die Symmetrie der Standphasendauer bei Patienten mit Oberschenkelprothese im Unterschied zu Probanden der Vergleichsgruppe geschwindigkeitsabhängig ist. Dies konnte mit statistischen Tests bestätigt werden. Mit steigender Geschwindigkeit verringert sich der Symmetrieparameter. Der Gang wird symmetrischer.

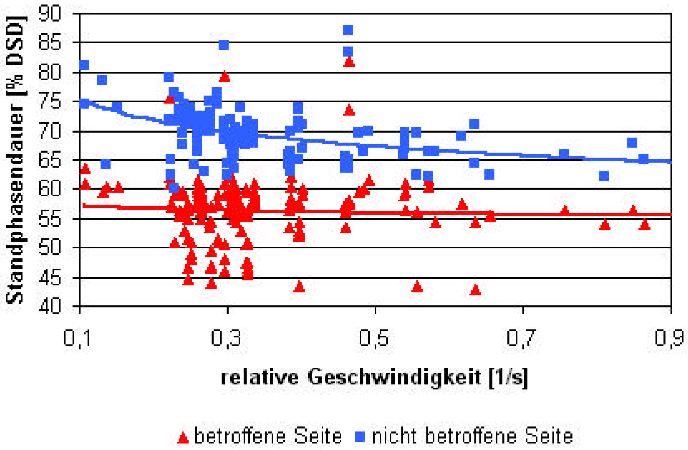


Abb. 94: Die Standphasendauer als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Probanden mit Oberschenkelprothese

Die effektive Fußlänge L_{eff} von betroffener und nicht betroffener Seite weist ebenfalls signifikante Unterschiede auf (Abb. 95). Bei geringen Geschwindigkeiten sind beide Seiten ungefähr gleich und etwas höher als die Werte der gangunauffälligen Vergleichsgruppe. Bei mittleren und höheren Geschwindigkeiten sind die Werte der nicht betroffenen Seite etwa gleich wie die der Vergleichsgruppe, während der Prothesenfuß stärker abgerollt wird.

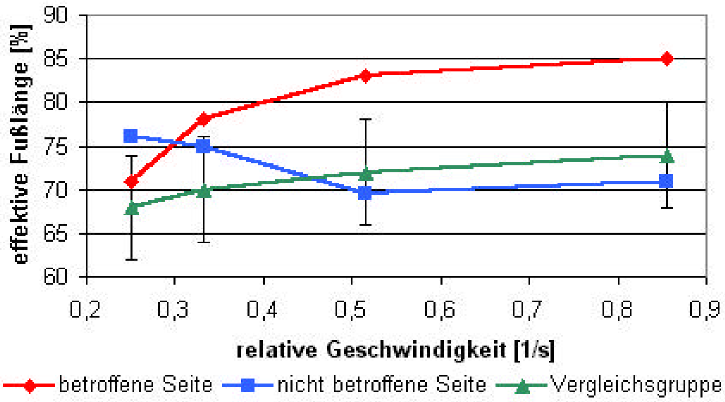


Abb. 95: Die effektive Fußlänge als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Probanden mit Oberschenkelprothese (Medianwerte der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppen)

Die Ganglinien auf der Prothesenseite sind deutlich schmaler als die Ganglinien auf der nicht betroffenen Seite (Abb. 96 und Abb. 97). Auf der gesunden Seite entsprechen diese etwa den Werten der Vergleichsgruppe. Die Ursache für die schmalen Ganglinien auf der Prothesenseite kann zum einen darin liegen, daß mit dem Prothesenfuß konzentrierter abgerollt wird. Es ist auch denkbar, daß auf der betroffenen Seite keine Ausgleichsbewegungen quer zur Gangrichtung vorgenommen werden. Vergleichbar schmale Ganglinien erhält man z.B. bei Patienten mit Verletzung des Sprunggelenkes (Abb. 116).

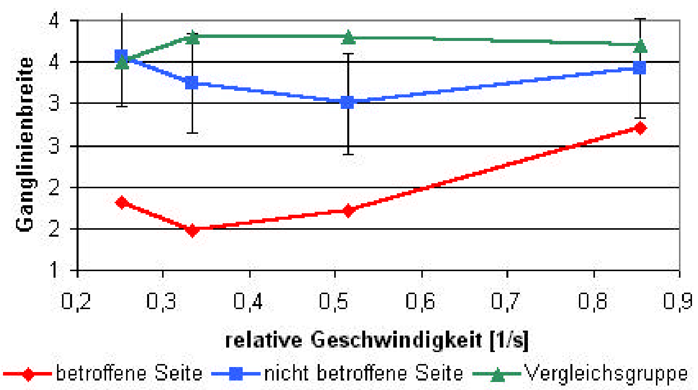


Abb. 96: Die Ganglinienbreite als Fur tion der relativen Geschwind keit für Probanden mit Obe schenkelprothese (Media werte der jeweiligen G schwindigkeitsgruppen)

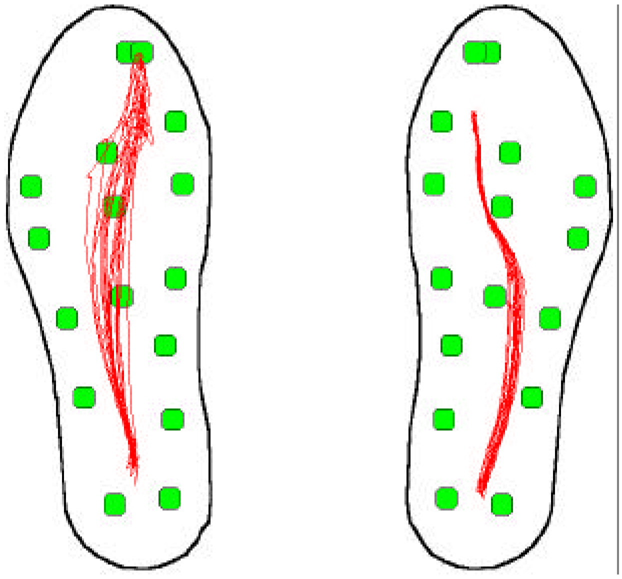


Abb. 97: Die Ganglinien eines Patienten mit Oberschenkelprothese rechts

Bei den Belastungsparametern konnte statistisch kein signifikanter Unterschied zwischen betroffener und nicht betroffener Seite festgestellt werden. In Abb. 98 ist beispielhaft das Gesamtintegral als Funktion der relativen Geschwindigkeit dargestellt.

Da auf der betroffenen Seite das natürliche Knie fehlt, muß dessen Aktivität durch das Hüftgelenk ersetzt werden. Der Hüftbeugeumfang ist also auf der Prothesenseite deutlich höher (Abb. 99). Für höhere Geschwindigkeiten führt dies dazu, daß auch die passive Beugung des Knies auf der betroffenen Seite größer ist (Abb. 100).

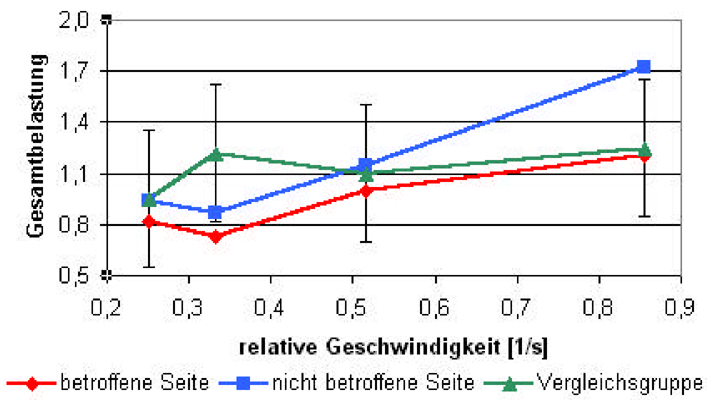


Abb. 98: Das Gesamtintegral als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Probanden mit Oberschenkelprothese (Medianwerte der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppen)

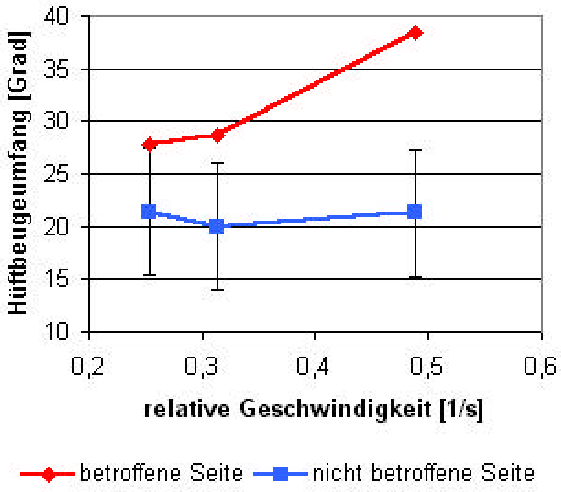


Abb. 99: Der Hüftbeugeumfang für Patienten mit Oberschenkelprothese (Mittelwerte der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppen)

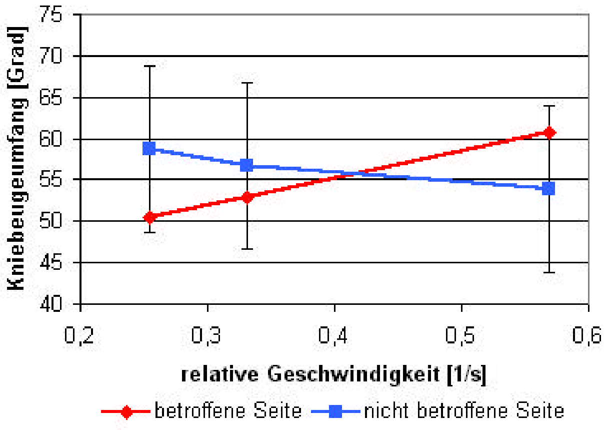


Abb. 100: Der Kniebeugeumfang für Probanden mit Oberschenkelprothese (Mittelwerte der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppen)

Die Daten der gangunauffälligen Vergleichsgruppe können nur zum Teil für eine Beurteilung des Prothesenganges herangezogen werden. Für die Schrittlänge und die Schrittfrequenz ist dies uneingeschränkt möglich. Ebenso erscheint dies bei den Belastungsparametern, den Überlappungsintegralen, dem Zweifersenstand und dem Zweivorfußstand sinnvoll. Für den Zweibeinstand, die Standphasendauer, die effektive Fußlänge und die zugehörigen Symmetrien sollten für die Patientengruppe mit Oberschenkelprothese eigene Daten in eine Datenbank aufgenommen werden. Natürlich sind auch die Gelenkwinkelverläufe asymmetrisch, was durch eigene Daten berücksichtigt werden sollte.

8.4.2 Patienten mit Unterschenkelprothese

Es sind insgesamt 9 männliche und 2 weibliche Probanden vermessen worden. Insgesamt standen 30 Messungen zur Auswertung zur Verfügung. Ebenso wie bei der Gruppe der Oberschenkelprothesenträger wurden nur Patienten einbezogen, die ihr Bein infolge eines Unfalles verloren und keine sonstigen gesundheitlichen Probleme hatten.

Die Beeinträchtigung ist mit Unterschenkelprothese geringer als mit einer Oberschenkelprothese, da noch ein aktives Kniegelenk vorhanden ist. Es ist daher zu erwarten, daß die Gangparameter mehr denen der Vergleichsgruppe entsprechen, als die der Patienten mit Oberschenkelprothese.

In Abb. 101 ist die Trendlinie der relativen Schrittlänge als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Patienten mit Oberschenkelprothese (OS), Unterschenkelprothese (US) und Vergleichsgruppe grafisch dargestellt. Etwas überraschend ist, daß die Patienten mit Oberschenkelprothese tendentiell die größte relative Schrittlänge aufweisen. Ein unsicherer Gang wird normalerweise durch eine kurze Schrittlänge charakterisiert und es liegt daher die Vermutung nahe, daß Probanden mit der größten Beeinträchtigung am unsichersten gehen. Das gute Laufbandtraining der Oberschenkelprothesenträger hat aber offensichtlich zu der im Vergleich zu den anderen Probandengruppen tendentiell größeren relativen Schrittlänge geführt (siehe auch Abschnitt 8.2).

In Abb. 102 sind die Trendlinien der Dauer der Standphase als Funktion der relativen Geschwindigkeit für die verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen dargestellt. Zum Vergleich sind die Meßwerte eines Patienten mit Hüftexartikulation (HE) mit eingezeichnet. Man erhält das erwartete Ergebnis. Die Asymmetrie der Standphasendauer ist bei Patienten mit Unterschenkelprothese noch deutlich vorhanden, jedoch geringer als bei Patienten mit Oberschenkelprothese.

Für die Abrollparameter erhält man vergleichbare Ergebnisse wie bei den Patienten mit Oberschenkelprothese. Die Ganglinien sind auf der betroffenen Seite schmaler und länger als auf der nicht betroffenen Seite.

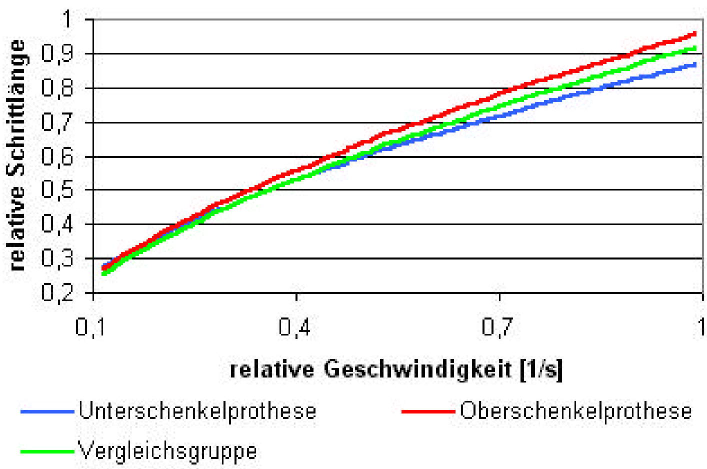


Abb. 101: Die Trendlinie der relativen Schrittlänge als Funktion der relativen Geschwindigkeit für verschiedene Probandengruppen

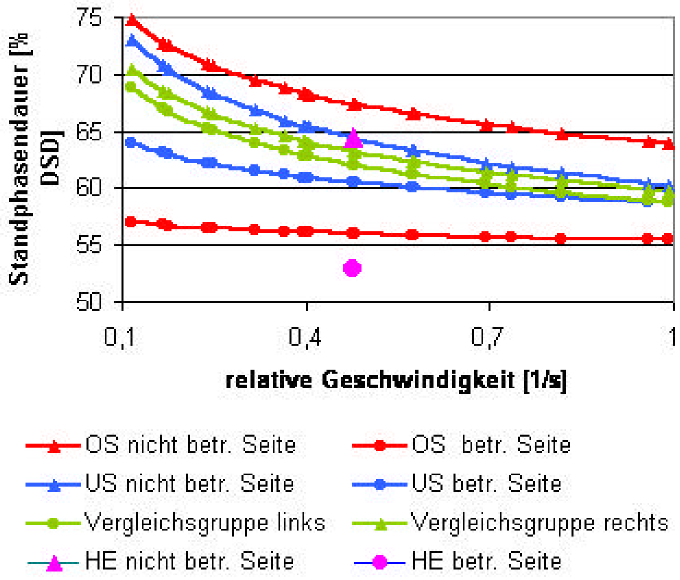


Abb. 102: Die Trendlinie der Standphasendauer als Funktion der relativen Geschwindigkeit für verschiedene Probandengruppen

8.4.3 Patienten mit Hemiparese

Es wurden zehn männliche Personen im mittleren Alter von 52 ± 12 Jahren vermessen. Der Grad der Behinderung war unterschiedlich ausgeprägt. Während ein Teil der Probanden nur langsam gehen konnte, erreichten einige den mittleren und schnellen Geschwindigkeitsbereich.

In Abb. 103 und Abb. 104 sind die relative Schrittlänge und die Schrittfrequenz als Funktion der relativen Geschwindigkeit für die Hemiparetiker und der Vergleichsgruppe graphisch dargestellt. Im langsamen bis mittleren Geschwindigkeitsbereich ist der Gang unsicher. Dies wird deutlich an der geringen Schrittlänge und der hohen Schrittfrequenz. Patienten die den schnellen Geschwindigkeitsbereich erreichen, haben sich bezüglich Schrittfrequenz und relativer Schrittlänge der Vergleichsgruppe angeglichen.

Die Abb. 105 enthält die Graphik des Variationskoeffizienten als Funktion der relativen Geschwindigkeit. Es ist auch in dieser Darstellung der unsichere Gang im langsamen und mittleren Geschwindigkeitsbereich zu erkennen. Im unteren Geschwindigkeitsbereich, also bei den Patienten mit der größten Behinderung, ist der Variationskoeffizient auch auf der nicht betroffenen Seite gegenüber der Vergleichsgruppe erhöht. Im höheren Geschwindigkeitsbereich findet eine Angleichung an die Vergleichsgruppe statt.

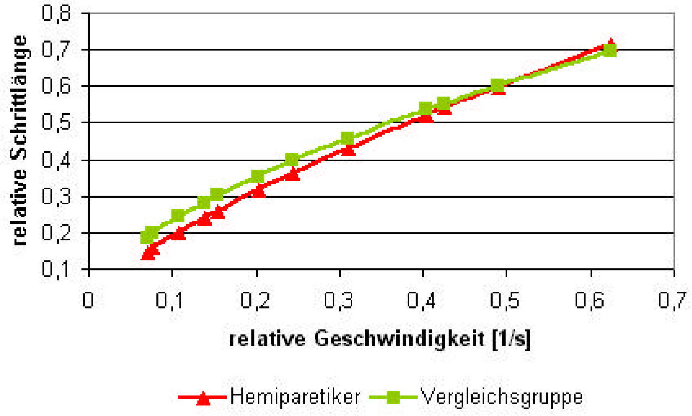


Abb. 103: Die relative Schrittlänge als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Hemiparetiker und der Vergleichsgruppe (Trendlinien)

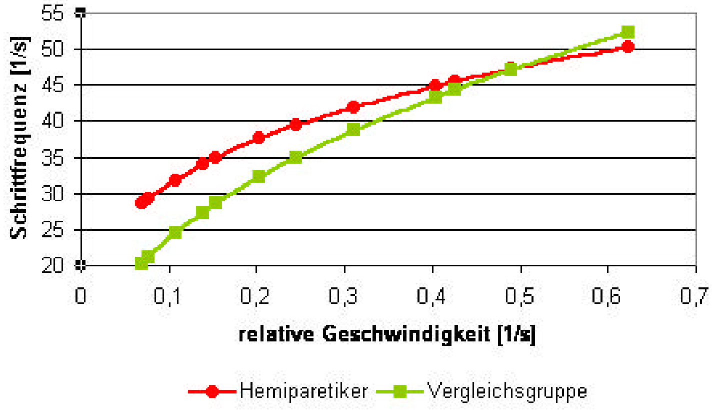


Abb. 104: Die Schrittfrequenz als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Hemiparetiker und der Vergleichsgruppe (Trendlinien)

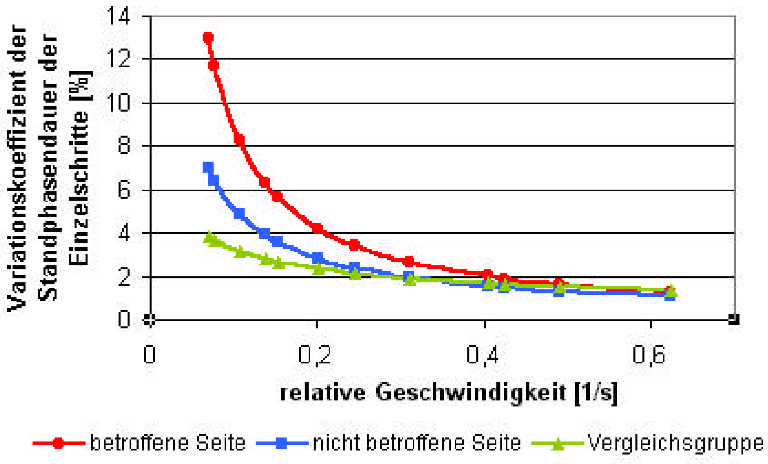


Abb. 105 :Der Variationskoeffizient der Standphasendauer als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Hemiparetiker und der Vergleichsgruppe (Trendlinien)

Die Dauer der Standphase ist auf der nicht betroffenen Seite länger als auf der betroffenen Seite (Abb. 106). Der Unterschied ist im langsamen Bereich wesentlich größer als im mittleren bis schnellen Geschwindigkeitsbereich. Der Verlauf der betroffenen Seite entspricht etwa dem Verlauf der Vergleichsgruppe. Dieses überraschende Ergebnis unterscheidet sich von denen der Prothesenträger, bei denen sich sowohl betroffene als auch nicht betroffene Seite von der Vergleichsgruppe unterschied.

In Abb. 107 ist das Zyklogramm und die Dynamik des Druckschwerpunktes (DSP) eines Patienten mit Hemiparese rechts dargestellt. Erfolgt der Lastwechsel zwischen dem linken und dem rechten Bein noch relativ gleichmäßig (Abb. 107 rechts oben), ist das Abrollen von Ferse zu Vorfuß (Abb. 107rechts unten) völlig unkoordiniert. Dies gilt sowohl für die betroffene als auch die nicht betroffene Seite.

Die Abb. 108 enthält die X-Y-Darstellung des Druckverlaufes links und rechts während eines Doppelschrittes für die Ferse und den Vorfuß.

Bei dem gangunauffälligen Probanden wird die Ferse der linken Seite in keiner Phase des Schrittes gleichzeitig mit der rechten Ferse belastet. Die Kurve ist daher parallel zur vertikalen und horizontalen Koordinate. Für den Vorfuß gilt ähnliches. Allerdings ergibt sich hier in der Mittelstandsphase eine kurzzeitige gemeinsame Belastung. Infolge des unkoordinierten Abrollvorganges des Hemiparetikers erhält man für diesen ein völlig anderes Bild.

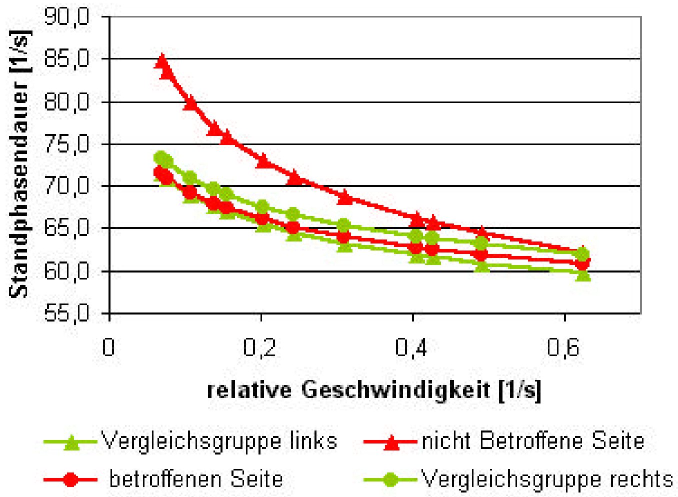


Abb. 106: Die Standphasendauer als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Hemiparetiker und der Vergleichsgruppe (Trendlinien)

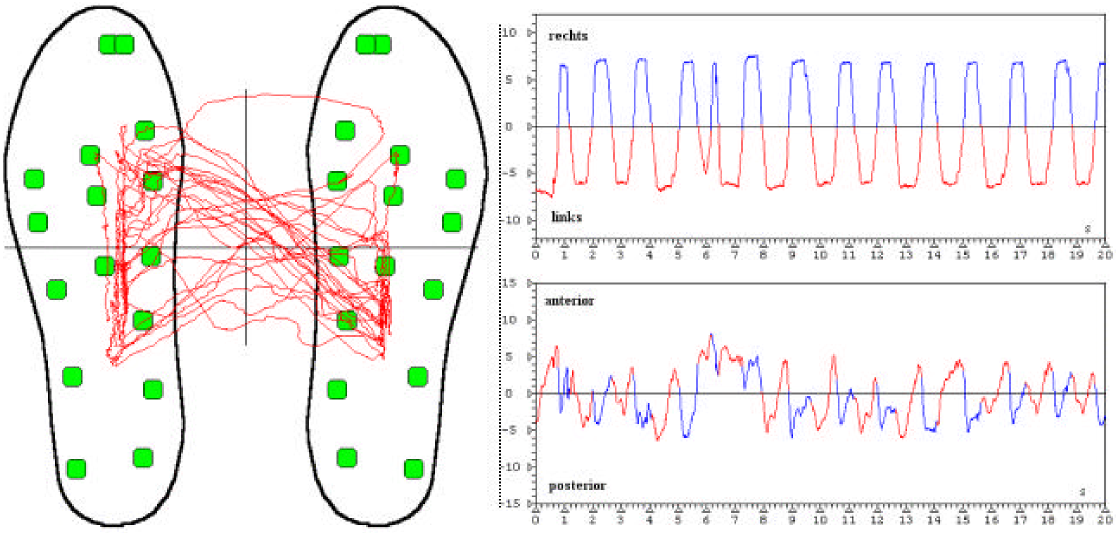


Abb. 107: Das Zyklogramm und die Dynamik des Druckschwerpunktes für einen Patienten mit Hemiparese

Die Defizite im Abrollverhalten dokumentieren sich auch in der graphischen Darstellung des Überlappungsintegrals als Funktion der relativen Schrittlänge (Abb. 109). Es ist zu sehen, daß auch bei den Patienten, die den schnellen Geschwindigkeitsbereich erreichen, Restdefizite vorhanden sind. Auf der betroffenen Seite ist das Überlappungsintegral auch im schnellen Geschwindigkeitsbereich deutlich größer als das der Vergleichsgruppe. Eine verbleibende Fußheberschwäche führt offenbar dazu, daß Ferse und Vorfuß gleichzeitig aufgesetzt werden.

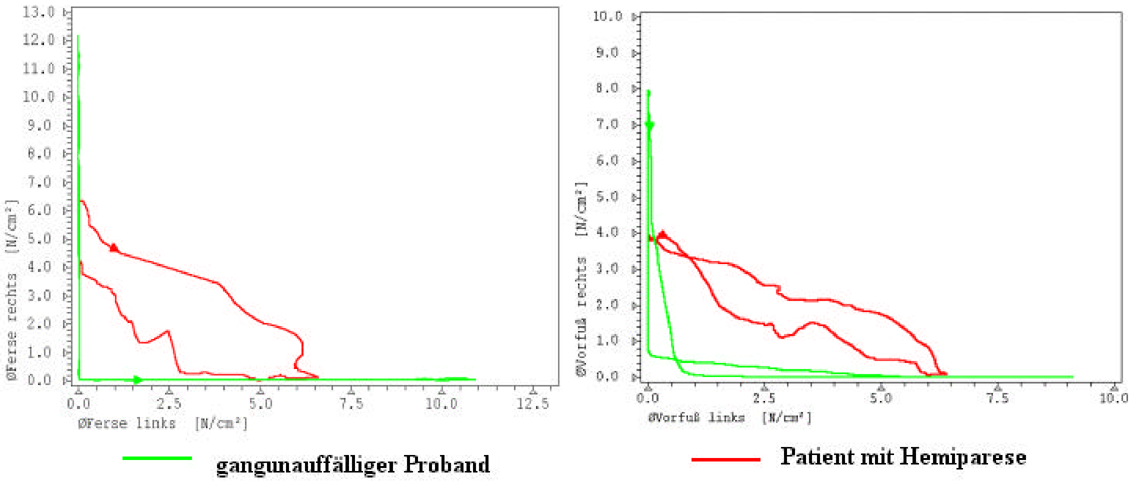


Abb. 108: Fersen- und Vorfußdruck links (horizontale Koordinate) und rechts (vertikale Koordinate) im Verlaufe eines mittleren Schrittes

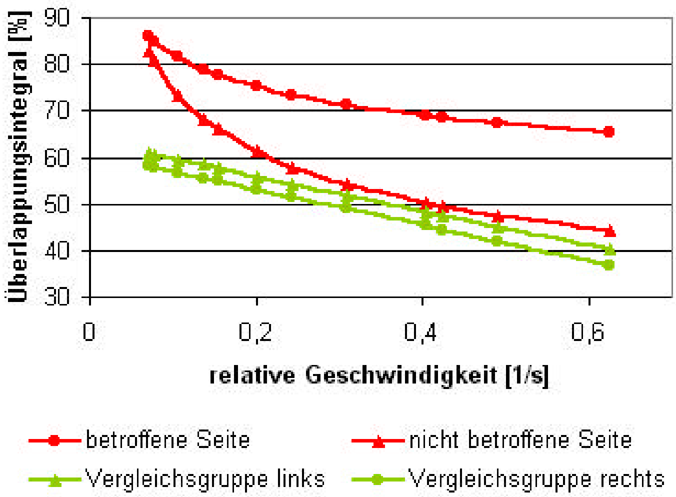


Abb. 109: Das Überlappungsintegral als Funktion der relativen Geschwindigkeit für Hemiparetiker und der Vergleichsgruppe (Trendlinien)

8.4.4 Einzelbeispiele

Patient B., männlich, 36 Jahre, starke Fersenprellung infolge Unfall:

Nach einem Sturz von der Leiter zog sich der Patient eine starke Fersenprellung am linken Fuß zu. Um Schmerzen zu vermeiden, belastete der Patient links nur noch den Vorfuß (Abb. 110).

In Abb. 111 sind die relativen Belastungsintegrale, relative Schrittlänge und Schrittfrequenz graphisch dargestellt. Die pathologischen Parameter wurden auf die Parameter nach Genesung bezogen. Geschwindigkeit und Schuhwerk waren bei beiden Messungen gleich. Der Vorfuß links wird deutlich stärker belastet als rechts. Der Auftritt ist auf der pathologischen Seite weniger gedämpft, der Abstoß ist schwächer. Der Patient macht kurze Schritte mit erhöhter Schrittfrequenz.

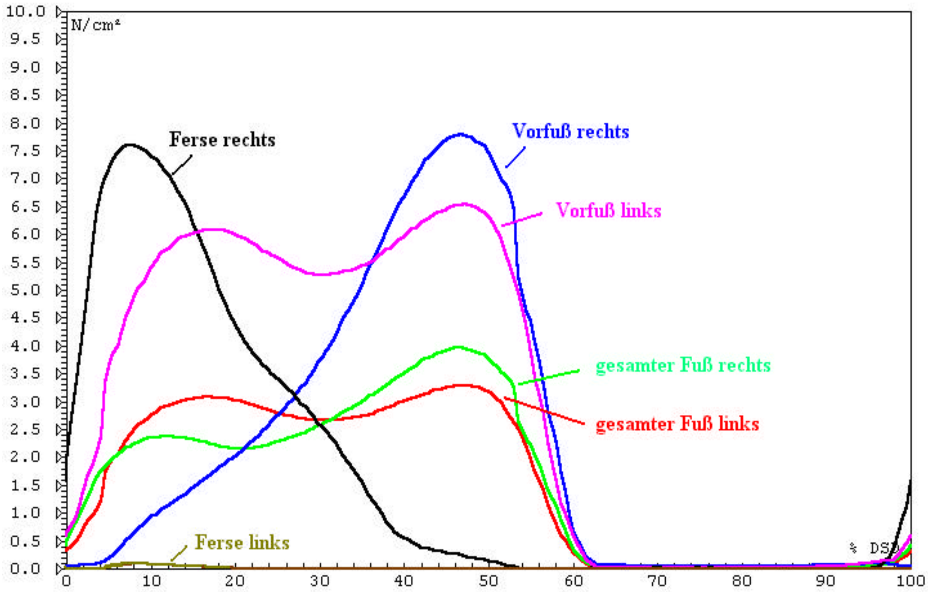


Abb. 110: Der zeitliche Verlauf des Druckes unterm Fuß während eines Doppelschrittes

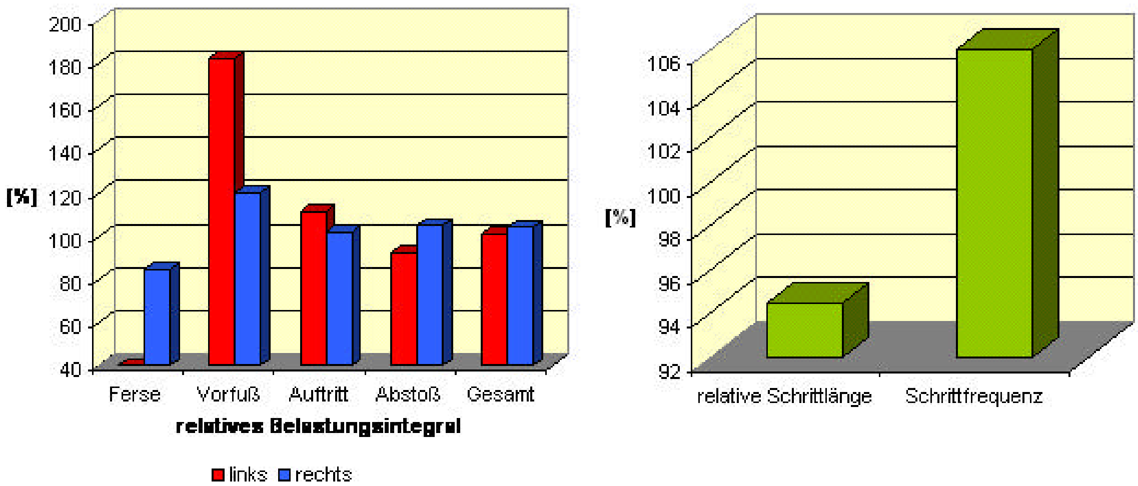


Abb. 111: Die relativen Belastungsintegrale, die relative Schrittlänge und die Schrittfrequenz eines Patienten mit Fersenprellung (bezogen auf die Parameter nach Genesung)

<u>Patient H. männlich, 35 Jahre, Badeunfall 7/95:</u>

Patient H. verletzte sich bei einem Badeunfall die Wirbelsäule. Die Folge war eine inkomplette Lähmung der rechten Seite. Die Rehabilitationsbehandlung erfolgte im Zeitraum von August 1995 bis November 1995. Eine Rehabilitationsmaßnahme war u.a. das Gehtraining auf dem Laufband. Eine Nachkontrolle wurde im August 1996 durchgeführt. In Abb. 112 sind einige Allgemeine Parameter graphisch dargestellt. Die relative Geschwindigkeit wurde auf den nach Therapieende erreichten Wert bezogen (100%) Die anderen Parameter sind bezogen auf die gangunauffällige Vergleichsgruppe. Die unterschiedlichen Geschwindigkeiten wurden dabei berücksichtigt. Zu Therapiebeginn erreichte der Patient nur eine geringe Geschwindigkeit. Die relative Schrittlänge ist sehr kurz, die Schrittfrequenz sehr hoch. Die Standphasendauer der nicht betroffenen Seite ist leicht erhöht. Im Verlauf der Therapie gleichen sich die Werte der Vergleichsgruppe an. Eine Nachuntersuchung nach ca. einem Jahr bestätigt einen bleibenden Therapieerfolg.

Die Abb. 113 enthält die Abrollparameter effektive Fußlänge und Überlappungsintegral. Die Werte sind ebenfalls auf die Vergleichsgruppe bezogen und der Einfluß der Geschwindigkeit wurde berücksichtigt. Zu Beginn der Rehabilitation ist die effektive Fußlänge gegenüber der Vergleichsgruppe gering. Das Überlappungsintegral der nicht betroffenen Seite ist hoch.

Da auf der betroffenen Seite kaum auf der Ferse aufgetreten wird, ist auch das Überlappungsintegral gering. Nach erfolgreicher Therapie sind effektive Fußlänge länger und die Überlappungsintegrale geringer als die statistischen Werte der Vergleichsgruppe, was auf ein gutes Abrollen hinweist.

Zu Beginn der Rehabilitation ist der Patient nicht in der Lage seinen Fuß in Neutralstellung zu halten. Er setzt daher überwiegend mit dem Vorfuß auf (Abb. 114, oben). Nach erfolgreicher Rehabilitation beginnt der Auftritt mit der Ferse und es wird über den Vorfuß abgerollt (Abb. 114, unten).

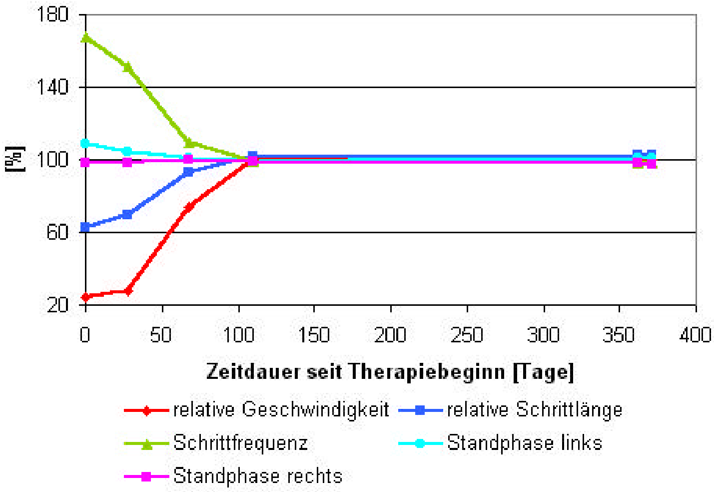


Abb. 112: Die Veränderung der Gangparameter im Therapieverlauf für einen Patienten mit Verletzung der Wirbelsäule (bezogen auf die gangunauffällige Vergleichsgruppe)

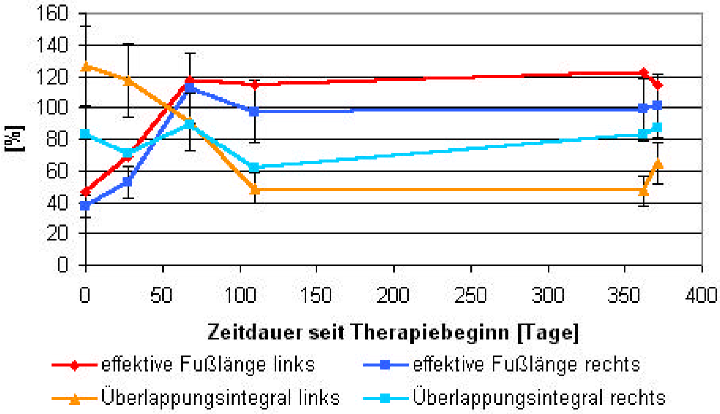
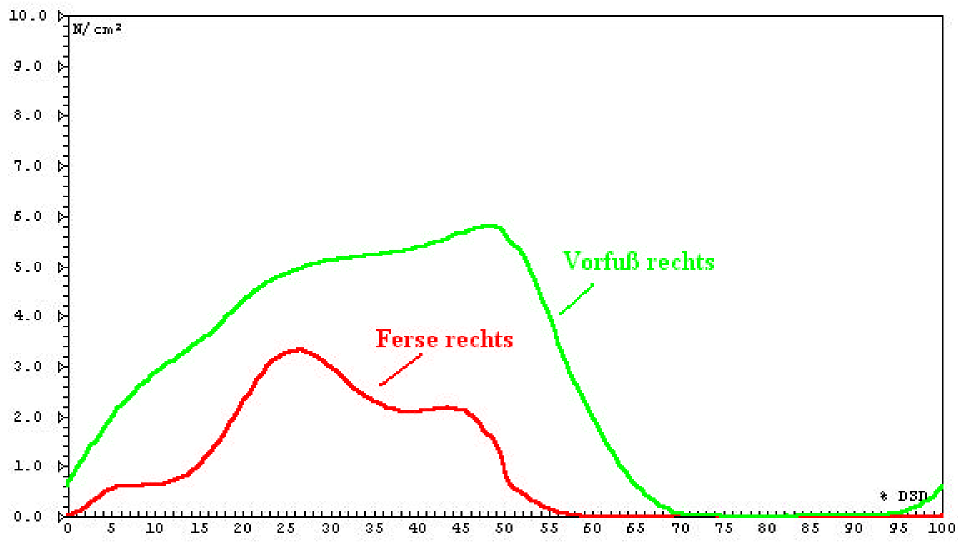


Abb. 113: Die Veränderung einiger Abrollparameter im Therapieverlauf für einen Patienten mit Verletzung der Wirbelsäule (bezogen auf die gangunauffällige Vergleichsgruppe)

Patient R., männlich, 54 Jahre, Hallux Valgus rechts

Patienten mit Hallux Valgus haben infolge der lateralen Krümmung der Großzehe häufig schmerzhafte Probleme beim Zehenabstoß. Es wird daher bevorzugt mit dem Innenballen abgestoßen. Sensor 16 befindet sich unter der Großzehe, Sensor 14 unter dem ersten Mittelfußknochen. Diese Sensoren sind daher gut geeignet zur Diagnose von Hallux Valgus. Die Abb. 115 enthält die Druckverläufe der beiden Sensoren links und rechts für einen Patienten mit Hallux Valgus rechts. Gut zu erkennen ist, daß der fehlende rechte Zehenabstoß durch den Abstoß mit den Ballen kompensiert wird.



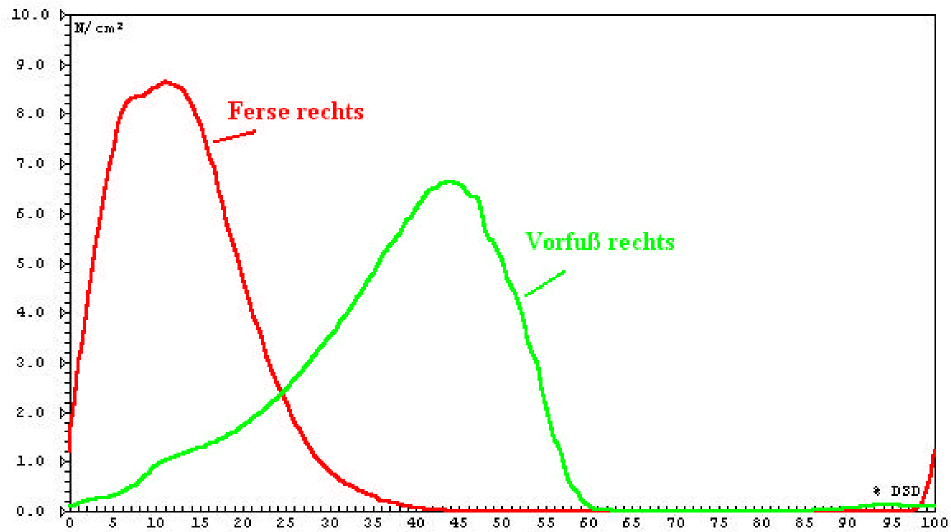


Abb. 114: Der Druckverlauf von Ferse und Vorfuß für einen Patienten mit Verletzung der Wirbelsäule zu Beginn (oben) und nach erfolgreicher Therapie (unten)

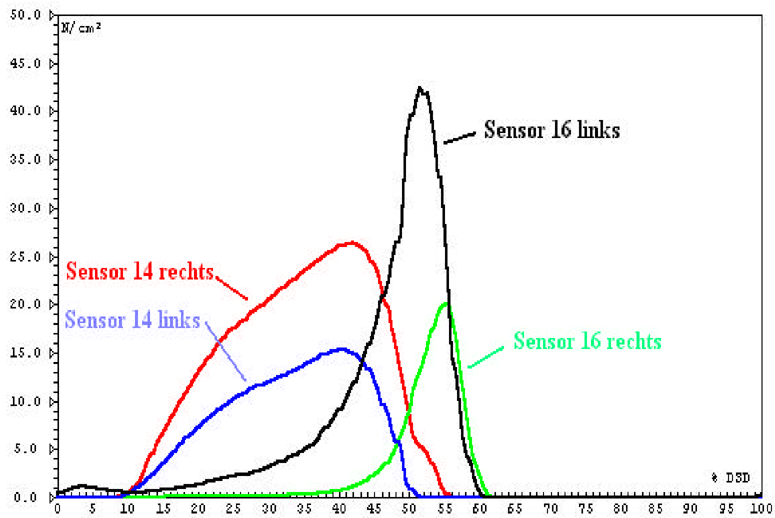


Abb. 115: Der Druckverlauf von Sensor 14 und Sensor 16 während eines Doppelschrittes für einen Patienten mit Hallux Valgus rechts

Patient H., männlich, 47 Jahre, Verletzung am rechten Sprunggelenk

Ein Sportunfall führte zur Überdehnung des rechten Sprunggelenkes. Die Ganglinie der verletzten Seite ist extrem schmal (Abb. 116). Die Ursachen der schmalen Ganglinien sind vermutlich die gleichen wie bei den Prothesenträgern. Es wird konzentrierter abgerollt und seitliche Ausgleichsbewegungen erfolgen auf der nicht verletzten Seite.

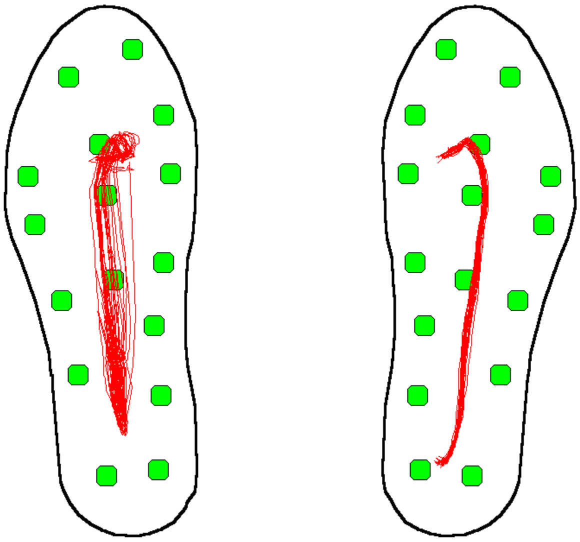


Abb. 116: Die Ganglinien eines Patienten mit einer Verletzung des rechten Sprunggelenkes

In Abb. 117 sind einige Gangparameter graphisch dargestellt. Die Werte sind bezogen auf die Meßergebnisse nach Ausheilung der Verletzung. Geschwindigkeit und Schuhwerk wurden beibehalten. Die relative Schrittlänge ist infolge der Verletzung verkürzt, die Schrittfrequenz ist erhöht. Auf der verletzten Seite ist die Dauer der Standphase kürzer als auf der nicht verletzten Seite. Besonders auffällig ist die geringe Ganglinienbreite der verletzten Seite.

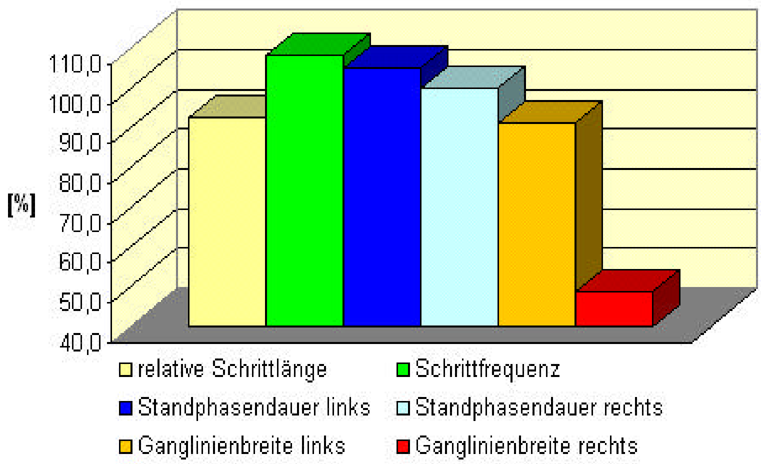


Abb. 117: Gangparameter für einen Patienten mit Verletzung des rechten Sprunggelenkes (relativ zu den Parametern nach Ausheilung der Verletzung)

9 Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlußfolgerungen

Ziel der Arbeit war es, einen Ganganalysemeßplatz zu entwickeln, der die zeitsynchrone Messung von Kinetik und Kinematik ermöglicht. Dieses Ziel wurde erreicht.

Das Sensorprinzip für die Druckmessung hat sich bewährt. Die Druckmeßsohlen weisen eine gute Haltbarkeit auf. Mehrere hundert Messungen sind ohne Ausfall der Sohlen durchführbar. Als nachteilig erwies sich die Temperaturabhängigkeit. Insbesondere die Genauigkeit der Belastungsparameter wurde dadurch beeinträchtigt. Um diese Fehlerquelle zu minimieren, sind einige technologische Änderungen in der Kalibrierkammer und bei der Herstellung der Drucksensoren in Erprobung. In die Kammer wird eine Heizung eingebaut und die Kalibrierung erfolgt dann unter definierter Temperatur von 30 °C.

Die für die Untersuchungen zu dieser Arbeit eingesetzten Goniometer erwiesen als störanfällig. Auch bei sorgfältiger Nutzung fielen diese häufig aus. Von Nachteil ist weiterhin die große Temperaturabhängigkeit, welche zu Meßfehlern bei der Bestimmung absoluter Winkelwerte führen kann. Als Schlußfolgerung daraus sind eigene Goniometer entwickelt worden. Ein Drehpotentiometer dient hierbei als Sensor. Messungen an Prototypen ergaben eine Meßungenauigkeit von ± 1 Grad. Die Defektanfälligkeit ist wesentlich geringer als bei dem Goniometer auf der Basis von Dehnmeßstreifen. Vom Hersteller der Potentiometer wird ein Temperaturkoeffizient von 100 ppm/°C angegeben, daß heißt der Temperatureinfluß des Sensors ist vernachlässigbar.

Das Konzept der Bestimmung eines mittleren Schrittes hat sich bewährt. Für die Bestimmung des mittleren Schrittes werden die Einzelschritte als erstes detektiert, dann zeitlich normiert und anschließend aufsummiert. Der mittlere Schritt verhilft zur besseren Konzentration auf das für den Probanden typische Bewegungsverhalten. Ergänzt man den mittleren Schritt noch durch statistische Aussagen zur Variabilität der Einzelschritte, dann erhält man eine gute Beschreibung des Ganges.

Die Geschwindigkeit ist ein wesentlicher Parameter bei der Ganganalyse. Die komfortable Geschwindigkeit ist eine einfach zu messende und aussagefähige Größe zur Beurteilung des Grades der Gangbeeinträchtigung. Sie kann sowohl im Laufgang als auch auf dem Laufband bestimmt werden. Bei Messungen auf dem Laufband ist jedoch darauf zu achten, daß der Proband die Möglichkeit hatte, sich einzulaufen und daß hier die komfortable Geschwindigkeit um ca. 0,5 bis 1 km/h geringer ist. Die Mehrzahl der Gangparameter sind geschwindigkeitsabhängig. Dies muß beim Vergleich verschiedener Messungen unbedingt berücksichtigt werden. Das Nichtberücksichtigen der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Gangparameter ist einer der häufigsten Fehler bei der Ganganalyse.

Aufbauend auf dem derzeitigen Erkenntnisstand sind Parameter zur Beschreibung des Ganges entwickelt worden. Die Parameter werden unterteilt in Allgemeine Parameter, Abrollparameter, Belastungsparameter und Gelenkwinkelparameter.

Die Allgemeinen Gangparameter lassen sich mit dem in dieser Arbeit beschriebenen Meßplatz sehr genau bestimmen. Bis auf die Symmetrieparameter sind alle anderen Allgemeinen Parameter geschwindigkeitsabhängig. Der Einfluß der Geschwindigkeit ist bei der Schrittfrequenz und der Doppelschrittlänge am größten. Man erhält näherungsweise eine $\sqrt{\mathbf{v}}$ - Abhängigkeit. Für den Aufbau einer Datenbank kann diese Geschwindigkeitsabhängigkeit mittels Berechnung von Trendlinien berücksichtigt werden. Bei den anderen Parametern sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppe die geeigneten Lage- und Streuparameter. Die Art des Schuhwerkes beeinflußt auch die Allgemeinen Gangparameter. Für eine Verlaufskontrolle ist es daher notwendig, daß der Patient immer mit dem gleichen Schuhwerk vermessen wird.

Erwartungsgemäß werden die Belastungsparameter ebenfalls durch die Schuhe stark beeinflußt. Die Geschwindigkeitsabhängigkeit ist geringer als bei den Allgemeinen Parametern. Innerhalb der Datenbank läßt sich diese Geschwindigkeitsabhängigkeit durch die Medianwerte der jeweiligen Geschwindigkeitsgruppe berücksichtigen.

Die Absolutwerte der Belastungsparameter weisen eine große Streuung auf. Dennoch erhält man mit ihrer Hilfe nützliche Informationen zu möglichen Gangpathologien und therapeutischen Maßnahmen. Insbesondere betrifft das Belastungsasymmetrien, Teilentlastungen von Fußbereichen (z.B. der Ferse), der Einfluß von Schuhwerk, Einlagen und Ähnlichem auf das Dämpfungsverhalten.

Aufbauend auf dem derzeitigen Erkenntnisstand sind Parameter zur Beschreibung des Ganges entwickelt worden. Die Parameter werden unterteilt in Allgemeine Parameter, Abrollparameter, Belastungsparameter und Gelenkwinkelparameter.

Die Abrollparameter ermöglichen eine gute Charakterisierung des Abrollverhaltens beim Gehen. Die Reproduzierbarkeit ist als befriedigend anzusehen, zumal diese Parameter empfindlich auf Abweichungen vom unauffälligen Gang reagieren. Bei geringen Geschwindigkeiten wird wenig abgerollt und fast mit der gesamten Sohle aufgesetzt. Erst bei mittleren bis hohen Geschwindigkeiten wird nur mit der Ferse aufgesetzt und mit dem Vorfuß abgestoßen. Für die Datenbank werden die Medianwerte und die Quantile der entsprechenden Geschwindigkeitsgruppe herangezogen.

Die im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Kniewinkelmaxima sind um ca. 10 Grad kleiner als die mit optischen Methoden gemessenen Maxima. Die Unterschiede resultieren vermutlich aus den unterschiedlichen Meßprinzipien und der Tatsache, daß das Kniegelenk keine feste Drehachse besitzt. In nachfolgenden Untersuchungen ist eine tiefere Analyse der Ursachen möglicher Unterschiede der Meßergebnisse mit verschiedenen Meßsystemen vorgesehen. Die im Rahmen dieser Arbeit gemessenen Hüftwinkelverläufe entsprechen denen mit optischen Methoden ermittelten Verläufen.

Generell läßt sich sagen, daß sich das Grundkonzept der gemeinsamen Messung und Darstellung von Druck- und Gelenkwinkelverläufen gut bewährt hat. Das Zusammenspiel der einzelnen Muskelgruppen und Gelenke in der jeweiligen Gangphase kommt dadurch deutlich zum Ausdruck. Defizite sind gut erkennbar.

Für den Aufbau einer Datenbank zur Charakterisierung des unauffälligen Ganges sind 164 Probanden vermessen worden. Es standen 816 Messungen bei verschiedenen Geschwindigkeiten zur Verfügung.

In der vorliegenden Untersuchung wurde innerhalb der gangunauffälligen Vergleichsgruppe eine Asymmetrie zwischen linker und rechter Seite festgestellt. Diese Asymmetrie betrifft die Standphasendauer und die beiden Abrollparameter effektive Fußlänge und Überlappungsintegral. Das rechte Bein wird geringfügig länger belastet als das linke und es wird rechts weniger stark abgerollt. Diese Gangbesonderheit wurde in der Literatur noch nicht beschrieben. Bisher ist man davon ausgegangen, daß der automatisierte Gang symmetrisch ist. Wenn man jedoch bedenkt, daß die große Mehrzahl der Rechtshänder auch den rechten Fuß bei komplizierten Tätigkeiten einsetzen, erscheint eine gewisse Asymmetrie nicht unerwartet.

Es ist aus dem Alltag bekannt, daß sich der Gang des Kleinkindes und auch der Gang sehr alter Personen sich vom Gang des Menschen im mittleren Lebensabschnitt unterscheidet. Eigene Untersuchungen haben ergeben, daß auch im mittleren Lebensabschnitt eine Altersabhängigkeit des Ganges auftritt. Dies betrifft besonders die relative Schrittlänge und die Schrittfrequenz. Mit steigendem Alter verringert sich die relative Schrittlänge und es erhöht sich die Schrittfrequenz. Dieses Ergebnis bezieht sich jedoch nur auf den Gang auf dem Laufband. Inwieweit dies auch für den Gang im Laufgang zutrifft, müssen nachfolgende Untersuchungen klären. Nicht ausgeschlossen ist, daß die spezifischen Bedingungen auf dem Laufband ältere Personen stärker beeinflussen als Jugendliche und junge Erwachsene. Eine Gangunsicherheit kann zur Verkürzung der Schrittlänge bei höherer Schrittfrequenz führen. Innerhalb einer Datenbank ist es nicht notwendig, die Altersabhängigkeit im mittleren Lebensabschnitt zu berücksichtigen. Dies würde die Zahl der Messungen so weit aufteilen, daß eine statistische Auswertung nur noch bedingt möglich wäre. Auf jeden Fall ist es sinnvoll, den speziellen Gang des Kindes und den Altersgang in einer eigenen Datenbank zu erfassen.

Es ist bekannt, daß sich der Gang von Männern und Frauen unterscheidet. Es mußte daher untersucht werden, ob diese Unterschiede bei dem Aufbau einer Datenbank zu berücksichtigen sind.

Es ergaben sich geschlechtsspezifische Unterschiede bei der Schrittlänge, der Schrittfrequenz und der Standphasendauer. Wenn man die anatomischen Unterschiede zwischen Männern und Frauen (im Mittel geringere Körpergröße und relativ längerer Oberkörper) berücksichtigt, dann sind die Differenzen bezüglich der Schrittlänge vernachlässigbar. Die im Mittel längere Standphasendauer der Frauen ist schwerer zu erklären. Da diese Unterschiede im Bereich der komfortablen Geschwindigkeit am geringsten sind, könnte möglicherweise eine größere Gangunsicherheit auf dem Laufband in den extremen Geschwindigkeitsbereichen die Ursache hierfür sein. In der Literatur wird eine längere Standphasendauer auf dem Laufband als im Laufgang beschrieben /[8-6]/. Dagegen sprechen eigene Vergleichsmessungen im Laufgang und auf dem Laufband. Hier wurden keine Unterschiede festgestellt. Für den Aufbau der Datenbank brauchen die geringen Geschlechtsunterschiede nicht berücksichtigt zu werden. Sie liegen im Bereich der interindividuellen Schwankungen.

Gangmessungen im Laufgang und auf dem Laufband ergaben signifikante Unterschiede bei der Schrittlänge, der Schrittfrequenz, der Ganglinienbreite und dem Variationskoeffizienten der Doppelschrittdauer. Diese Unterschiede konnten durch Laufbandtraining verringert werden. Ein geringer Unterschied bleibt jedoch auch bei Probanden mit großer Laufbanderfahrung. Um sich die Unterschiede erklären zu können, ist das Modell einer sehr schmalen und langen Holzbrücke hilfreich, bei der ca. 1 - 2 m hinter der Person, welche die Brücke überquert, die Querbohlen mit konstanter Geschwindigkeit entfernt und damit Lücken vor der Person geschlossen werden. Die anfängliche große Unsicherheit verringert sich nach einiger Zeit. Die äußeren Bedingungen d.h. die sehr schmale Brücke und der Zwang mit konstanter Geschwindigkeit zu gehen, bleiben jedoch erhalten. Dies führt zum Gehen mit kurzen schnellen Schritten. Seitliche Schwankungen des Körperschwerpunktes können nicht durch geringe Richtungsänderungen korrigiert werden, sondern die Korrektur erfolgt durch Ausgleichsbewegungen des Standbeines wodurch sich die Ganglinienbreite erhöht.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Möglichkeit der Skalierung der Fähigkeitsstörung im Gehen unter Nutzung der Ganganalyse vorgeschlagen. Die Kriterien hierfür sind die Ganggeschwindigkeit, die Gangausdauer, die Gangsicherheit und das Gangbild. Für die Bewertung der Gangsicherheit sind einige ausgewählte Gangparameter herangezogen worden. Auf jeden Fall sollte noch die Schrittbreite in die Bewertung der Gangsicherheit einbezogen werden. Eine große Schrittbreite korreliert stark mit einem unsicheren Gang /[5-2]/. Hierzu ist noch ein geeignetes Meßverfahren zu entwickeln und in den Ganganalysemeßplatz zu integrieren. Der Skalierungsvorschlag für die Fähigkeitsstörung im Gehen muß auf jeden Fall noch weiter gemeinsam mit Medizinern präzisiert und unter den Bedingungen des praktischen Routinebetriebs optimiert werden. Der Meßplatz läßt für die Skalierung anderer Fähigkeitsstörungen in der Fortbewegung einsetzen. Geeignete Kriterien hierfür bedürfen weitere Untersuchungen über einen längeren Zeitraum hinaus. Für nachfolgende Arbeiten ist dies vorgesehen.

Die Praxisrelevanz der Gangparameter konnte mit Hilfe einiger Beispiele des pathologischen Ganges anschaulich nachgewiesen werden. Die Untersuchungen an den gesunden Probanden mit Oberschenkelprothese haben erwartungsgemäß ergeben, daß bei dieser Patientengruppe die komfortable Geschwindigkeit um ca. 1 km/h unter der Geschwindigkeit der gangunauffälligen Vergleichsgruppe liegt. Bei Schrittlänge und Schrittfrequenz gab es keine Differenzen. Bei der Dauer der Standphase ergeben sich deutliche Unterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Seite. Die betroffene Seite wird kürzer belastet. Bei diesem Parameter ist es sinnvoll, für den Aufbau einer Datenbank auf die statistischen Werte der Patientengruppe zurückzugreifen. Das gleiche gilt für die Patienten mit Unterschenkelprothese, welche bezüglich der Standphasendauer zwischen der gangunauffälligen Vergleichsgruppe und den Oberschenkelprothesenträgern liegen. Patienten mit Hemiparese rollen häufig auf der betroffenen Seite schlecht ab. Dies ist auch bei Patienten der Fall, die im Verlaufe der Rehabilitation den schnellen Geschwindigkeitsbereich erreichen. Die Abrollparameter sind daher bei dieser Patientengruppe gut geeignet um Restdefizite zu dokumentieren.

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß mit dem in der vorliegenden Arbeit entwickelten Meßsystem und damit verbunden mit der entsprechenden Auswertungsmethodik eine Beurteilung des Zustandes des menschlichen Stütz- und Bewegungssystems möglich ist.

Die vorgestellte Strategie zur Messung und Analyse der menschlichen Fortbewegung dient damit einer differenzierten Beurteilung des Untersuchungsgegenstandes und somit der Unterstützung des medizinischen Diagnose- und Therapieprozesses.

10 Literatur

[2-1] Gassendi, "de vi motrice et motionibus animalium", Petri Gassendi Opera tom. II. Lib. XI., Florentiae

[2-2] Borelli, "de motu animalium", pars 1, cap. XIX. XXI., Lugduni 1685

[2-3] Weber, Wilhelm und Eduard, "Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge", Göttingen 1836

[2-4] Vierordt, "Über das Gehen des Menschen in gesunden und kranken Zuständen", Tübingen 1881

[2-5] William, "The Horse in Motion, as shown by instantaneous Photography", London 1882

[2-6] Maray, E. J., "Sur la reproduction, par la photographie, des deverses phases du vol des oiseaux", Comptes rendus, tome 941882

[2-7] Maray, E. J., "Emploi des photographies partielles pour etudier la locomotion de l'homme et des animaux", Comptes rendus, tome 961883

[2-8] Braune, W., O. Fischer, "Die Bewegung des Kniegelenks nach einer neuen Methode am lebenden Menschen gemessen", Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften, Bd. XVII Nr. II. Leipzig 1891

[2-9] Carlet, "Essai experimental sur la locomotion humaine, ètude de la Marche", Ann. Des Scienses Nat. Sect. Zool. XV,1872

[2-10] Braune, W., O. Fischer "Der Gang des Menschen 1. Teil: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen", Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XXXV, Leipzig 1895

[2-11] Braune, W., O. Fischer, "Ueber den Schwerpunkt des menschlichen Körpers" Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XV Nr. VII, Leipzig 1889

[2-12] Fischer, O., "Der Gang des Menschen 2. Teil: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äußeren Kräfte", Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XXV, Leipzig 1899

[2-13] Winter, D. A., "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait", University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada 1988

[2-14] Scherb, R., "Kinetisch - diagnostische Analyse von Gehstörungen, Technik und Resultate der Myokinesigraphie", Enke–Verlag, Stuttgart 1952

[2-15] Debrunner, H. U. , "Die Kinetik des Gehens", Medizinisch – Orthopädische Technik 97.Jahrgang 1977 Heft 6, S. 168 – 170

[2-16] Morton, D. J., "The Human Foot", Columbia University Press, New York, 1934

[2-17] Eberhardt, H. D., V. T. Inman et al., "Fundamental studies of human locomotion and other informations relating to design of artificial limbs", University of California Berkeley, 1947

[2-18] Inman, V. T., "Human Locomotion", Canad. Med. Ass. J. 94, p. 1047 – 1055, 1966

[2-19] Inman, V. T., H. J. Ralston, F. Todd, "Human walking", Williams&Willkins, Los Angeles 1981

[2-20] Saunders, J. B., V. T. Inman, H. D. Eberhardt, "The Major Determinants in Normal and Pathological Gait", J. Bone and joint Surgery, 35, p. 543 – 588, 1953

[2-21] Chao, E. Y. et al. "Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking", J. Biomechanics 16, 219 – 233, 1983

[3-1] Horvath, E. , „Zur Phänomenologie des Gangbildes“ in „Gangbildanalyse - Stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädietechnik“, Internationales Symposium, Berlin, 2./3. Februar 1990

[3-2] Cochran, G. Van B., „Orthopädische Biomechanik“, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1988

[3-3] Õunpuu, S., “Clinical Gait Analysis” in “Evaluation and Management of Gait Disorders”, New York 1995

[3-4] Winter, D. A., “Biomechanics and Motor Control of Human Movement", Ontario: University of Waterloo Press, 1990 , p. 75-114, 204-207

[3-5] Bronner, O., „Die untere Extremität und ihre funktionelle Behandlung nach Verletzungen und bei anderen Störungen“, Pflaum Verlag München, 1992

[3-6] Seichert, N., P. Erhart, E. Senn, „Die Etablierung der instrumentierten Ganganalyse als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten Gangbeurteilung“, Phys. Rehab. Kur. Med. 7 (1997), Georg Thieme Verlag Stuttgart-New York

[3-7] Seichert, N., „Von den Bodenreaktionskräften zur funktionellen Muskelarbeit - die Ganganalyse als praxis-relevantes klinisches Instrument“, Vortrag zum zweiten Mitteldeutschen Symposium "Physikalische und Rehabilitative Medizin", Halle/S, Mai 1998

[3-8] Patla, A. E., "The Neural Control of Locomotion" in "Evaluation and Management of Gait Disorders", New York 1995

[3-9] Ralston, H. J., „Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Level Walking“, Int. Zeitschr. angew. Physiologie. 17(1958), S.277

[3-10] Tober, H., "Erarbeitung von Lösungsvorschlägen zum Aufbau eines Ganganalysemeßplatzes für die Orthopädie", Forschungsbeleg, Technische Universität Dresden, 1987

[3-11] Whittle; M., „Gait Analysis, an Introduction“, Butterworth-HEINEMANN Ltd, 1991

[3-12] New York University, “Lower Limb Orthotics. New York: Prosthetics and Orthotics”, New York University Postgraduate medical School, 1986

[4-1] Endler, F., „Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates“, Orthopädie in Praxis und Klinik, Bd. 1., Thieme Verlag 1981, Stuttgart

[4-2] Schneider, E., E. Y. Chao, „Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease”, Biomechanics 16 (1983) Heft 8

[4-3] Maccerelli, V. „COSTEL- A computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion”, Med. & Biol. Eng. & Comput. 21 (1983) Heft 3

[4-4] Stüssi, R., H. U. Debrunner, „Parameteranalyse des menschlichen Ganges“, Biomedizinische Technik 25 (1980) Heft 9

[4-5] Westmark, J., „The SELSPOT multilab system in its third year of success”, Berlin: Internationales Symposium Gangbildanalyse 1990

[4-6] Durie, N., R. Farley, „An Apparatous for Step Length Measurement“, J. Biomed. Eng. 2 (1980), p. 38-40

[4-7] Rosenrot, P., Wall. J., „The Relationship between Velocity, Stride Time and Swing Time during normal Walking“, J. Human Move Studies 6 (1980), p. 323-335

[4-8] Cheung, C., J. Wall, S. Zellin, „A Microcomputer-based System for Measuring temporal asymmetrie in amputee Gait“, J. of Prosthet. Ortho. Int. 7(1983), p. 131-140

[4-9] Leiper, C., R. Craik, „Relationsships between Physical Activity and Temporal-Distance Characteristics of Walking in Elderly Woman“, Phys.Ther. /1 (1991), p. 791-803

[4-10] Hirokawa, S., K. Matsumara“ Gait Analysis Using a Measuring Walkway for Temporal and Distance Factors,“ Med. Biol. Eng. Comp. 25 (1987), p. 577-582

[4-11] Guggenbühl, U., W. Brunner, H. Krüger, „Dreidimensionale Bewegungsanalyse“, Vortrag auf dem Arbeitswiss. Kongreß an der Universität Stuttgart-Hohenheim, Dokumentation Arbeitswissenschaft, Band 21, 1989

[4-12] Welz, R., „Echtzeit-Ganganalyse mit Ultraschall“, Orthopädie-Technik 9/95, S. 768-770

[4-13] Stefny, G., G. Schumpe, „Ultraschalloptisches System der Universität Bonn, Internationales Symposium, Berlin, 2./3. Februar 1990

[4-14] Feldkamp, M., „Ganganalyse bei Kindern mit zerebraler Bewegungsstörung“, München, Richard Plaum Verlag KG, 1979

[4-15] Kurt, J., „Mitteilung über den Einsatz einer berührungslosen Diagnostikmethode zur Beurteilung der Motorik von Kindern innerhalb der Rehabilitation“, Zeitschrift gesamte Hygiene, 32 (1986) Heft 8

[4-16] Kurt, J., „Der Einsatz einer berührungslosen Diagnostikmethode zur Beurteilung der Motorik von Kindern innerhalb der Rehabilitation unter besonderer Berücksichtigung von verhaltensgeschädigten Kindern“, Wiss. Zeitschrift der Humboldt-Universität zu Berlin, Gesellschaftsw. R: 36 (1987) 8

[4-17] Koff, D., „Gait Analysis Theory and Application“, Chapter 15 „ Joint kinematics: Camera-Based Systems“, Mosby-Year Book, Inc., 1995

[4-18] Stüssi, E., „Vergleichende Bewertung kommerziell erhältlicher 3-D-Kinematik-Systeme für die Gangbildanalyse“, in „Gangbildanalyse – Stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädietechnik“, Internationales Symposium, Berlin, 2./3. Februar, 1990

[4-19] Wagner, P., „High-Speed-Video-Verfahren des Rehabilitationszentrums Weißer Hof“, in „Gangbildanalyse – Stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädietechnik“, Internationales Symposium, Berlin, 2./3. Februar, 1990

[4-20] SIMI GmbH, „SIMI Motion – 2D/3D Bewegungserfassung & Analyse“, Firmenschrift 1995

[4-21] Veltlink, P. H., R.C. van Lummel, „Dynamic Analysing using Body Fixed Sensors“, Second World Concress of Biomechanics, Amsterdam, July 1994

[4-22] Willemsen,, A.T.M., J.A. van Alsté, H.B.K. Boom, „Real-time gait assessment utilising a new way of acceleromtry“, J. Biomechanic, 23, 1990, p. 859-863

[4-23] Willemsen, A.T.M., C. Frigo, H.B.K. Boom, „Lower extremity angle measurement with accelerometer-error and sensitivity analysis“, IEEE Trans. Biom. Eng., 38, 1991, p. 1186-1193

[4-24] Doeblin, "Measurements systems, applications and design.“, McGraw Hill int. Ed., 1990

[4-25] de Vries, W., M.P. Koper, P.H. Veltlink, F.J.M. Koopman, „Decomposition of accelerometer signals at the lower extremities into gravity and acceleration components during gait“, Second World Congress of Biomechanics, Amsterdam, July 1994

[4-26] McRoberts, „DynaPort GDL Monitor“, Firmenprospekt, 1997

[4-27] Whittle; M., „Gait Analysis, an Introduction“, Butterworth-Heinemann Ltd, 1991

[4-28] Debacher, G., „Biofeedback Principles and practice for clinicians” Chapter 33 “Feedback Goniometers for Rehabilitation“, Williams & Wilkins 1989

[4-29] Lengsfeld, A., „Aufbau und Untersuchung von Goniometern zur Winkelmessung am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk bei der Ganganalyse“, Diplomarbeit, Technische Universität Dresden, 1989

[4-30] Tober, H., „Die Beurteilung des Zustandes des Stütz- und Bewegungsapparates - die Messung und Bewertung der Bewegung des Menschen“, Dissertation vorgelegt der Fakultät Elektrotechnik des Wissenschaftlichen Rates der Technischen Universität Dresden, 1991

[4-31] Penny and Giles Biometrics Limited, „Goniometer and Torsiometer Operating Manual“, Firmenschrift

[4-32] Scott, Z., B. Necip, „Gait Analysis Theory and Application“, Chapter 18 "Measurement of Kinetic Parameters Technology", Mosby-Year Book, Inc., 1995

[4-33] Mainka, C., U. Boenick, „Integration von Kistler-Kraftmeßplatten in ein Laufbandergometer zur kontinuierlichen Messung von Bodenreaktionskräften“, Europäisches Symposium über Klinische Ganganalyse, Zürich, 1.-3. April 1992

[4-34] Kistler Biomechanics News, 5 (summer 1995), Firmenschrift

[4-35] Macellari, V. u.a., „A Treatmill Instrumented with a Platform for Pressure Distribution Measurement”, International Society of Biomechanics, 14 th Congress, Paris, July 1993, p. 818-819

[4-36] Basmajian, J.A., C. Deluca, “Muscles Alive: Their Functions Revealed in Electromyography”, 5ed., Williams & Wilkins, Baltimore 1985

[4-37] Winter, D.A., “The Biomechanics and Motor Control of Normal Human Gait”, University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario (1987)

[4-38] Knutson, L. M., G.L. Soderberg, „Gait Analysis Theory and Application“, Chappter 22 „EMG: Use and Interpretation“, Mosby-Year Book, Inc., 1995

[4-39] Seichert, N., P. Erhart, E. Senn, „Die Etablierung der instrumentierten Ganganalyse als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten Gangbeurteilung“, Phys. Rehab. Kur. Med. 7 (1997), Georg Thieme Verlag Stuttgart-New York

[4-40] Cavagna, G. A., “Force Platforms as Ergometers”, J. appl. Physiol. 39 (1975), p. 174-179

[4-41] Cavagna, G. A., H. Thys, A. Zamboni, “The Sources of external Work in Level Walking and Running”, J. Physiol. 262 (1976), p. 639-657

[4-42] Rose, G. K., “Clinical Gait Assessment: a Personal View”, Journal of Medical Engineering and Technology, 7 (1983), p. 273-279

[4-43] Mac Gregor, J., “The objective measurement of physical performance with long-term ambulatory physiological surveillance equipment (L.A.P.S.E.)”, Proceedings of 3rd International Symposium on Ambulatory Monitoring, London: Academic Press (1979), pp. 29-39

[4-44] Steven, M. M. et al., “The physiological cost of gait (PCG): a new technique for evaluating nonsteroidal antiinflammatory drugs in rheumatoid arthritis”, British Journal of Rheumatology, 22 (1983), p. 141-145

[4-45] Butler, M. M. u.a., “Physiological Cost Index of Walking for Normal Children and its Use as an Indicator of Physical Handicap”, Developmental Medicine & Child Neurology, 26 (1984), pp. 607-612

[4-46] Lida, H., “Kinetic Analysis of the Centre of Gravity of the human Body in normal and pathological Gaits”, J. Biomechanics 20 (1987), p. 987-995

[4-47] Taylor, R. C., “Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed and metabolic power”, J. Exp. Biol. 115 (1985), pp. 253-262

[4-48] Hoyt, R. W., J. J. Knapik, J. F. Lanza, B. H. Jones and J. S. Staab, “Ambulatory foot contact monitor to estimate metabolic cost of human locomotion”, J. Appl Physiol. 76 (4) 1994, pp. 1818-1822

[5-1] Brand, R., R. Crowninshield, „Comment on criteria for patient evaluation”; J. Biomechanics 14 (1981), p. 655

[5-2] Vieregge, P., „Ideopatische Gangstörung im Alter - Klinische Phänomenologie und quantitative Erfassung“, Verlag Hans Huber, 1996

[5-3] Firmenschrift, "Der FSR-Sensor – ein Überblick über die FSR-Technologie", Electrade GmbH, Gräfelfing

[5-4] Firmenschrift, "FSR Integration Guide&Evaluation Parts Catalog, Interlink Electronics, Camarillo

[6-1] Charteris, J., „Human gait cyclograms: Conventions, speed relationships and clinical applications“, Int. Journ. Rehab. Research 1982, 5 (4), pp. 507-518

[6-2] Smidt, G. L. „Rudiments of Gait“ in „Clinics Physical Therapy Gait in Rehabilitation“, New York, 1990

[6-3] Cooley, J. W., R. L. Tukey, "An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series", Mathematics of Computation (1965), Vol. 19, No. 90, pp. 297-301

[6-4] Finley, F., K. Cody “Locomotive characteristics of urban pedestrians”, Arch. Phys. Med. Rehab. 51:423, 1970

[6-5] Rozendal, R. H., „Inleiding in de kinesiologie van de mens“, (in Dutch) Stam Technische boeken, Culemborg - Porz - Birmingham 1968

[6-6] Koopman, H. F. J. M., „The three-dimensional analysis and prediction of human walking“, PROEFSCHRIFT, Universiteit Twente, 1989

[6-7] Waters, R. L., B. R. Lunsford, J. Perry, R. Byrd, „Energy - speed relationsships of walking: standard tables”, J. Orthop. Res. 6 (1988), S. 215 - 222

[6-8] Försterling, L., R. Tscheuschner,H. Tober, „Symmetrievergleich des Ganges- Eine Methode für die Beurteilung der prothetischen Versorgung“, Orthopädie Technik 9 (1995), S. 753-756

[6-9] Becker, H. P. u.a., „Gait Asymmetry Following Successful Surgical Treatment of Ankle Fractures in Young Adults“, Clinical Orthopaedics and Related Research, Number 311 (1995), pp. 262-269

[6-10] Obenaus, F., „Quantitative Bewertung des menschlichen Ganges - Ermittlung und Bewertung typischer Parameterwerte“, Diplomarbeit an der Technischen Universität Berlin (1997)

[6-11] Löffel-Wagner, M., „Parameterdarstellung des pathologischen Ganges am Beispiel der Hemiplegie“, Medizinisch-Orthopädische Technik, Nov./Dez. 1977

[6-12] Recknagel, A., Lehrbuch der Physik „Mechanik“, VEB Verlag Technik Berlin 1969

[6-13] Amelung, P., Dissertation 1995, Universität Potsdam

[7-1] Janssen, J., W. Laatz, „Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows“, Springer-Verlag, Heidelberg 1994

[7-2] Hartung, J.: Statistik: Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik. 6.Aufl., München, Wien, Oldenburg Verlag 1987

[7-3] *Schlittgen, R*.: Einführung in die Statistik: Analyse und Modellierung von Daten. 4.Aufl., München, Wien, Oldenburg Verlag 1993

[7-4] Microsoft Excel, Benutzerhandbuch, 1993

[8-1] Yamasakii, M., T. Sasaki, M. Tori, „Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking“, European Journal of Applied Physiology, 62 (1991)

[8-2] Grieve, J., G. Ruth, „The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults“, Ergonomics Vol. 5, No. 9/1966)

[8-3] Sutherland, D. H. et. al., „The Development of Mature Walking“, Mac Keith Press, 1988

[8-4] Olsson, E. C. „Methods of Studying Gait“ in „Clinics Physical Therapy Gait in Rehabilitation”

[8-5] Blümlein, H. u. a., „Vergleichende ganganalytische Untersuchungen gesunder Probanden beim Normalgang auf der Ebene und beim Gang auf der Rollgehbahn

[8-6] Stolze, H., u. a. „Treadmill Walking versus Overground Walking: Gait Parameters in Children and Adults", 3. Jenaer Arbeitstagung Motodiagnostik-Mototherapie, 3. – 5. Oktober 1997

[8-7] Boda W. L., W. Tapp, T. F. Findley, „Biomechanical Comparison of Treadmill and Overground Walking”, 8th Biennal Conference of the Canadien Society of Biomechanics 1994

[8-8] Gamble, D. J., R. M. Bartlett, P. M. Jakeman, „A comparison of non-motirized treadmil, motorized treadmill, and overground running pattern”, Biomechanics in Sport 1988, p. 25-32

[8-9] Lafortune, M. A., E. M. Hennig, T. L. Milani, „Comparison of treadmill and overground running”, 8th Biennal Conference of the Canadien Society of Biomechanics 1994

[8-10] Lemke, K., M. W. Cornwall, T. G. Mcpoil, D. Schuit, „Comparison of Rearfoot Motion in Overground Versus Treadmill Walking”, Journal of the American Podiatric Medical Association 85 5 1995

[8-11] Van Ingen Schenau, G. J., „Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion“, Medicine and Science in Sports and Exercise 1980, 12, 4

[8-12] Knußmann, R., „Vergleichende Biologie des Menschen“, Gustav Fischer Verlag, 1990

[8-13] Sovak, G., "Pädagogische Lateralität", VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin 1968

[8-14] Ludwig, W., "Das Rechts-Linksproblem im Tierreich und beim Menschen", Leipzig 1932

[8-15] Matthesius, R. G., K.-A. Jochheim, G. S. Barolin, C. Heinz, „ICIDH Internationale Klassifikation der Schädigungen, Fähigkeitsstörungen und Beeinträchtigungen“, Ullstein Mosby, Berlin/Wiesbaden 1995

[8-16] Tscheuschner, R., „Ein Assesmentsystem für die Rehabilitationstechnik auf der Basis internationaler Klassifikationen – die Entwicklung und Anwendung des RT-OBS am Beispiel der Fähigkeitsstörungen der Fortbewegung“, Dissertationsschrift vorgelegt in der Philosophischen Fakultät IV der Humboldt-Universität zu Berlin, 1999

11 Verwendete Symbole und Formelzeichen

a_i	Fläche des Sensors i
A_0	Fläche einer Sohle
A_G	Gesamtfläche aller Sensoren
B	Schrittbreite
COP	Körperschwerpunkt
E_{kin}	kinetische Energie
E_{Loco}	metabolischer Energieverbrauch
E_{pot}	potentielle Energie
E_{tot}	Gesamtenergie
f_0	Schrittfrequenz
$f_0$rel	Variationskoeffizient der Doppelschrittdauer der Einzelschritte
f_i	Auf den Sensor i wirkende Bodenreaktionskraft
F_G	Summe aller auf die Sensorfläche einwirkenden Bodenreaktionskräfte
F_S	auf die gesamte Sohle wirkende Bodenreaktionskraft
FV_L	Überlappungsintegral von Ferse und Vorfuß links
FV_R	Überlappungsintegral von Ferse und Vorfuß rechts
FV_B	Überlappungsintegral von Ferse und Vorfuß betroffene Seite
FV_N	Überlappungsintegral von Ferse und Vorfuß nicht betroffene Seite
G	elektrische Leitfähigkeit
G_0	Körpergewicht
Gl_L	Ganglinienbreite links
Gl_R	Ganglinienbreite rechts
Gl_B	Ganglinienbreite betroffene Seite
Gl_N	Ganglinienbreite nicht betroffene Seite
H_{BmaxL}	Maximum der Hüftbeugegeschwindigkeit links
H_{BmaxR}	Maximum der Hüftbeugegeschwindigkeit rechts
H_{BmaxS}	Symmetrie der Hüftbeugegeschwindigkeit
H_{maxL}	Maximum des Hüftwinkels links
H_{maxR}	Maximum des Hüftwinkels rechts
H_{maxS}	Symmetrie des Hüftwinkelmaximums
H_{minL}	Minimum des Hüftwinkels links
H_{minR}	Minimum des Hüftwinkels rechts
H_{minS}	Symmetrie des Hüftwinkelminimum
H_{SmaxL}	Maximum der Hüftstreckgeschwindigkeit links
H_{SmaxR}	Maximum der Hüftstreckgeschwindigkeit rechts
H_{SmaxS}	Symmetrie der Hüftstreckgeschwindigkeit
H_{UL}	Hüftbeugeumfang links
H_{UR}	Hüftbeugeumfang rechts
H_{UB}	Hüftbeugeumfang betroffene Seite
H_{UN}	Hüftbeugeumfang nicht betroffene Seite
H_{US}	Symmetrie des Hüftbeugeumfangs
I	Druckintegral
I‘	Impuls
I_B‘	Bodenreaktionsimpuls

I_{AL}	Außenfußintegral links
I_{AR}	Außenfußintegral rechts
I_{AbL}	Abstoßintegral links
I_{AbR}	Abstoßintegral rechts
I_{AuL}	Auftrittintegral links
I_{AuR}	Auftrittintegral rechts
I_{FL}	Fersenintegral links
I_{FR}	Fersenintegral rechts
I_{FS}	Symmetrie des Fersenintegrals
I_{GL}	Gesamtintegral links
I_{GR}	Gesamtintegral rechts
I_{GB}	Gesamtintegral betroffene Seite
I_{GN}	Gesamtintegral nicht betroffene Seite
I_{GS}	Symmetrie des Gesamtintegrals
I_{IL}	Innenfußintegral links
I_{IR}	Innenfußintegral rechts
I_{ML}	Mittelfußintegral links
I_{MR}	Mittelfußintegral rechts
I_{VL}	Vorfußintegral links
I_{VR}	Vorfußintegral rechts
I_{VS}	Symmetrie des Vorfußintegrals
K_{AbL}	Kniewinkel bei Abstoß links
K_{AbR}	Kniewinkel bei Abstoß rechts
K_{AuL}	Kniewinkel bei Auftritt links
K_{AuR}	Kniewinkel bei Auftritt rechts
K_{BmaxL}	Maximum der Kniebeugegeschwindigkeit links
K_{BmaxR}	Maximum der Kniebeugegeschwindigkeit rechts
K_{BmaxS}	Symmetrie der maximalen Kniebeugegeschwindigkeit
K_{maxL}	Maximum des Kniewinkels links
K_{maxR}	Maximum des Kniewinkels rechts
K_{maxS}	Symmetrie des Kniewinkelmaximums
K_{minL}	Minimum des Kniewinkels links
K_{minR}	Minimum des Kniewinkels rechts
K_{SmaxL}	Maximum der Kniestreckgeschwindigkeit links
K_{SmaxR}	Maximum der Kniestreckgeschwindigkeit rechts
K_{SmaxS}	Symmetrie der maximalen KnieStreckgeschwindigkeit
K_{UL}	Kniebeugeumfang links
K_{UR}	Kniebeugeumfang rechts
K_{UB}	Kniebeugeumfang betroffene Seite
K_{UN}	Kniebeugeumfang nicht betroffene Seite
K_{US}	Symmetrie des Kniebeugeumfangs
KGD	Körpergewichtsdruck
L	Schrittlänge
L_{effL}	effektive Fußlänge links
L_{effR}	effektive Fußlänge rechts
L_{effB}	effektive Fußlänge betroffene Seite
L_{effN}	effektive Fußlänge nicht betroffene Seite

L_{effS}	Symmetrie der effektive Fußlänge
L_0	Körpergröße
L_{rel}	relative Schrittlänge
p_i	Druck auf den Sensor i
P	Druck
$P_F(t)$	Druckverlauf Fersenbereich
$P_G(t)$	Druckverlauf gesamte Sohle
$P_M(t)$	Druckverlauf Mittelfußbereich
$P_V(t)$	Druckverlauf Vorfußbereich
$P_A(t)$	Druckverlauf Außenbereich
$P_I(t))$	Druckverlauf Innenbereich
P_{maxL}	Druckmaximum links
P_{maxR}	Druckmaximum rechts
R	elektrischer Widerstand
R^2	Bestimmtheitsmaß
r_s	Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman
r_{xy}	Pearsonschen Korrelationskoeffizient
S_{maxL}	Dorsalflexion des Sprunggelenkes links
S_{maxR}	Dorsalflexion des Sprunggelenkes rechts
S_{minL}	Plantarflexion des Sprunggelenkes links
S_{minR}	Plantarflexion des Sprunggelenkes rechts
S_{UL}	Sprungelenksbeugeumfang links
S_{UR}	Sprungelenksbeugeumfang rechts
S_{US}	Symmetrie des Sprungelenksbeugeumfangs
StP_L	Standphasendauer links
StP_R	Standphasendauer rechts
StP_B	Standphasendauer betroffene Seite
StP_N	Standphasendauer nicht betroffene Seite
StP_S	Standphasensymmetrie
StP_{Lrel}	Variationskoeffizient der Standphasendauer links
StP_{Rrel}	Variationskoeffizient der Standphasendauer rechts
StP_{Brel}	Variationskoeffizient der Standphasendauer betroffene Seite
StP_{Nrel}	Variationskoeffizient der Standphasendauer nicht betroffene Seite
SV	Schrittverhältnis
T_0	Doppelschrittdauer
T_{0rel}	Variationskoeffizient der Doppelschrittdauer
t_{HBL}	Zeitdauer der Hüftbeugung links
t_{HBR}	Zeitdauer der Hüftbeugung rechts
t_{HBmaxL}	Zeitpunkt der maximalen Hüftbeugegeschwindigkeit links
t_{HBmaxR}	Zeitpunkt der maximalen Hüftbeugegeschwindigkeit rechts
t_{HBKL}	Zeitdauer der gemeinsamen Beugung Knie und Hüfte links
t_{HBKR}	Zeitdauer der gemeinsamen Beugung Knie und Hüfte rechts
t_{HmaxR}	Zeitpunkt des Maximums des Hüftwinkels links
t_{HmaxR}	Zeitpunkt des Maximums des Hüftwinkels rechts
t_{HminL}	Zeitpunkt des Minimums des Hüftwinkels links
t_{HminR}	Zeitpunkt des Minimums des Hüftwinkels rechts
t_{HSKL}	Zeitdauer der gemeinsamen Streckung Knie und Hüfte links

t_{HSKR}	Zeitdauer der gemeinsamen Streckung Knie und Hüfte rechts
t_{HSmaxL}	Zeitpunkt der maximalen Hüftstreckgeschwindigkeit links
t_{HSmaxR}	Zeitpunkt der maximalen Hüftstreckgeschwindigkeit rechts
t_{HSL}	Zeitdauer der Hüftstreckung links
t_{HSR}	Zeitdauer der Hüftstreckung rechts
t_{KBL}	Zeitdauer der Kniebeugung links
t_{KBR}	Zeitdauer der Kniebeugung rechts
t_{KBmaxL}	Zeitpunkt der maximalen Kniebeugegeschwindigkeit links
t_{KBmaxR}	Zeitpunkt der maximalen Kniebeugegeschwindigkeit rechts
t_{KmaxL}	Zeitpunkt des Maximums des Kniewinkels links
t_{KmaxR}	Zeitpunkt des Maximums des Kniewinkels rechts
t_{KminL}	Zeitpunkt des Minimums des Kniewinkels links
t_{KminR}	Zeitpunkt des Minimums des Kniewinkels rechts
t_{KSL}	Zeitdauer der Kniestreckung links
t_{KSR}	Zeitdauer der Kniestreckung rechts
t_{KSmaxL}	Zeitpunkt der maximalen Kniestreckgeschwindigkeit links
t_{KSmaxR}	Zeitpunkt der maximalen Kniestreckgeschwindigkeit rechts
t_{maxL}	Zeitpunkt des Druckmaximums links
t_{maxR}	Zeitpunkt des Druckmaximums rechts
ZBS	Zweibeinstand
ZFS	Zweifersenstand
ZVS	Zweivorfußstand

12 Anhang 1: Die Meßergebnisse von Braune und Fischer (erster Versuch)

		Schulter										
		rechts			links			Verbindungslinie				
Nr.	t[s]	XR	YR	ZR	XL	YL	ZL	XM	XM-XL	XM-XR	YM	ZM
1	0,000	43,5	16,4	129,9	43,6	-18,6	128,8	43,6	-0,07	0,08	-1,07	129,32
2	0,038	49,1	16,1	130,5	49,5	-18,7	129,4	49,3	-0,21	0,22	-1,31	129,96
3	0,077	54,6	16,0	131,6	55,3	-18,8	130,8	55,0	-0,32	0,32	-1,42	131,19
4	0,115	60,4	15,9	132,9	61,4	-18,8	132,5	60,9	-0,48	0,49	-1,44	132,74
5	0,153	65,7	16,0	133,8	67,0	-18,8	133,9	66,4	-0,65	0,66	-1,42	133,83
6	0,192	71,4	15,9	134,0	73,0	-18,9	134,5	72,2	-0,83	0,83	-1,47	134,29
7	0,230	77,3	16,1	133,7	79,2	-18,7	134,3	78,2	-0,93	0,93	-1,34	134,02
8	0,268	82,7	16,1	133,0	84,6	-18,5	133,5	83,6	-0,96	0,96	-1,22	133,29
9	0,306	89,2	16,2	131,8	91,1	-18,2	132,2	90,1	-0,97	0,97	-0,99	132,03
10	0,345	95,3	16,4	130,5	97,3	-17,9	130,9	96,3	-0,98	0,98	-0,75	130,7
11	0,383	102,0	16,7	129,4	103,9	-17,4	129,9	102,9	-0,96	0,97	-0,34	129,67
12	0,421	108,4	17,3	129,0	110,1	-16,8	129,5	109,3	-0,81	0,82	0,25	129,21
13	0,460	115,6	17,9	129,0	116,3	-16,3	129,4	115,9	-0,35	0,35	0,83	129,22
14	0,498	122,1	18,3	129,5	122,1	-15,9	130,0	122,1	0,02	-0,02	1,21	129,76
15	0,536	128,4	18,5	130,6	127,8	-15,8	131,0	128,1	0,33	-0,32	1,36	130,77
16	0,575	134,3	18,6	132,2	133,3	-15,7	132,2	133,8	0,49	-0,49	1,42	132,23
17	0,613	140,0	18,7	133,6	138,7	-15,8	133,3	139,4	0,66	-0,65	1,47	133,43
18	0,651	145,8	19,0	134,4	144,2	-15,7	133,8	145,0	0,76	-0,76	1,65	134,1
19	0,689	151,7	18,9	134,5	150,1	-15,9	133,7	150,9	0,83	-0,83	1,52	134,08
20	0,728	157,8	18,2	133,8	156,0	-15,9	133,2	156,9	0,89	-0,89	1,13	133,52
21	0,766	163,5	18,2	132,9	161,5	-15,8	132,5	162,5	1	-1	1,2	132,66
22	0,804	169,5	17,9	131,8	167,3	-16,1	131,4	168,4	1,12	-1,11	0,91	131,57
23	0,843	176,3	17,5	130,7	174,0	-16,4	130,2	175,2	1,16	-1,15	0,58	130,46
24	0,881	182,8	17,0	130,1	180,4	-16,9	129,6	181,6	1,16	-1,15	0,06	129,83
25	0,919	189,2	16,6	129,8	187,1	-17,4	129,2	188,2	1,01	-1	-0,36	129,5
26	0,958	195,4	16,2	130,0	193,7	-17,8	129,3	194,6	0,82	-0,82	-0,83	129,63
27	0,996	201,8	16,0	130,5	200,2	-18,2	129,8	201,0	0,79	-0,78	-1,09	130,13
28	1,034	207,3	16,2	131,2	206,0	-18,4	130,9	206,7	0,62	-0,62	-1,1	131,04
29	1,072	212,5	16,1	132,6	211,8	-18,5	132,4	212,1	0,36	-0,36	-1,22	132,5
30	1,111	217,6	15,9	133,8	217,4	-18,8	133,8	217,5	0,09	-0,08	-1,43	133,77
31	1,149	223,2	15,9	134,5	223,4	-18,9	134,5	223,3	-0,07	0,08	-1,53	134,5

Tabelle 14: Die Bahnkoordinaten des Mittelpunktes des Schultergelenkes /[2-10]/

		Hüfte										
		rechts			links			Verbindungslinie				
Nr.	t[s]	XR	YR	ZR	XL	Y	Z	XM	XM-XL	XM-XR	Y	Z
1	0,000	43,46	7,63	82,41	45,74	-9,14	83,94	44,6	-1,14	1,14	-0,76	83,18
2	0,038	51,25	7,54	83,58	51,55	-9,29	84,81	51,4	-0,15	0,15	-0,88	84,2
3	0,077	57,85	7,44	85,06	57,25	-9,42	86,26	57,55	0,3	-0,3	-0,99	85,66
4	0,115	63,5	7,31	85,8	62,9	-9,57	87,09	63,2	0,3	-0,3	-1,13	86,45
5	0,153	69,05	7,18	86,24	68,25	-9,74	87,57	68,65	0,4	-0,4	-1,28	86,91
6	0,192	74,48	7,03	86,48	73,65	-9,91	87,66	74,07	0,42	-0,41	-1,44	87,07
7	0,230	80,09	6,91	86,23	79,07	-10,01	87,31	79,58	0,51	-0,51	-1,55	86,77
8	0,268	85,22	6,81	85,1	83,97	-10,1	86,42	84,6	0,63	-0,62	-1,65	85,76
9	0,306	90,99	6,81	83,18	89,86	-10,05	84,98	90,43	0,57	-0,56	-1,62	84,08
10	0,345	96,93	6,88	81,83	95,64	-9,93	83,96	96,29	0,65	-0,64	-1,53	82,9
11	0,383	103,88	7,1	81,48	102,26	-9,69	83,533	103,07	0,81	-0,81	-1,3	82,51
12	0,421	111,12	7,54	81,33	109,2	-9,23	83,35	110,16	0,96	-0,96	-0,85	82,34
13	0,460	118,49	8,26	81,92	116,69	-8,56	83,58	117,59	0,9	-0,9	-0,15	82,75
14	0,498	124,77	8,87	82,56	123,25	-8,02	83,75	124,01	0,76	-0,76	0,43	83,16
15	0,536	130,72	9,68	83,37	129,75	-7,26	84,53	130,24	0,49	-0,48	1,21	83,95
16	0,575	136,3	9,96	84,55	135,8	-6,79	85,75	136,05	0,25	-0,25	1,5	85,15
17	0,613	141,73	10,06	85,67	141,74	-6,88	87,13	141,74	0	0,01	1,59	86,4
18	0,651	147,1	10,07	86,13	147,75	-6,86	87,72	147,43	-0,32	0,33	1,61	86,93
19	0,689	152,48	10,03	86,1	153,7	-6,89	87,72	153,09	-0,61	0,61	1,57	86,91
20	0,728	157,82	9,94	85,45	159,48	-6,91	87,11	158,65	-0,83	0,83	1,52	86,28
21	0,766	162,99	9,83	84,45	164,88	-7,01	85,85	163,94	-0,94	0,95	1,41	85,15
22	0,804	168,31	9,75	83,51	170,55	-7,07	84,56	169,41	-1,14	1,1	1,34	84,04
23	0,843	174,84	9,39	82,93	177,3	-7,41	83,78	176,07	-1,23	1,23	0,99	83,36
24	0,881	181,36	8,99	82,66	183,83	-7,81	83,57	182,6	-1,23	1,24	0,59	83,12
25	0,919	188,54	8,17	82,69	191,27	-8,58	83,83	189,91	-1,36	1,37	-0,21	83,26
26	0,958	195,41	7,41	82,79	197,63	-9,37	84,28	196,52	-1,11	1,11	-0,98	83,54
27	0,996	202,1	6,97	83,26	203,85	-9,8	84,96	202,98	-0,87	0,88	-1,42	84,11
28	1,034	208,5	6,68	84,6	209,8	-10,07	85,9	209,15	-0,65	0,65	-1,7	85,25
29	1,072	214,8	6,47	85,83	215,65	-10,22	86,84	215,23	-0,42	0,43	-1,88	86,34
30	1,111	220,95	6,3	86,53	221,1	-10,3	87,49	221,03	-0,07	0,08	-2	87,01
31	1,149	227	6,27	86,89	226,15	-10,29	87,84	226,58	0,43	-0,42	-2,01	87,37

Tabelle 15: Die Bahnkoordinaten des Gelenkmittelpunktes der Hüfte /[2-10]/

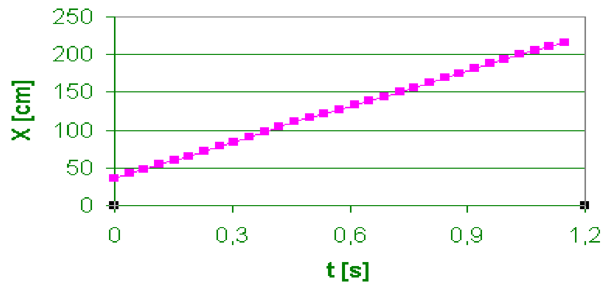


Abb. 118: Der zeitliche Verlauf der X-Koordinate des Schultermittelpunktes

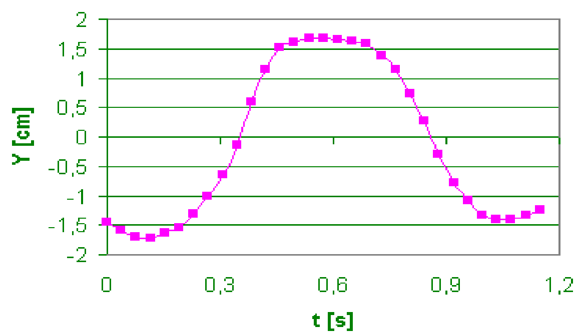


Abb. 119: Der zeitliche Verlauf der Y-Koordinate des Schultermittelpunktes

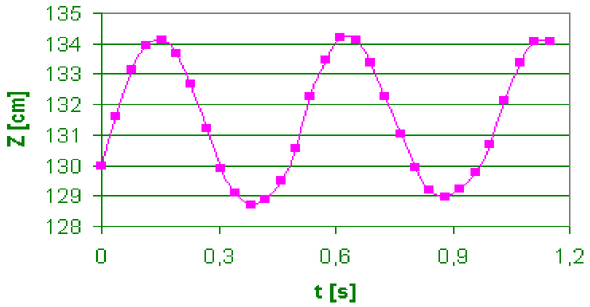


Abb. 120: Der zeitliche Verlauf der Z-Koordinate des Schultermittelpunktes

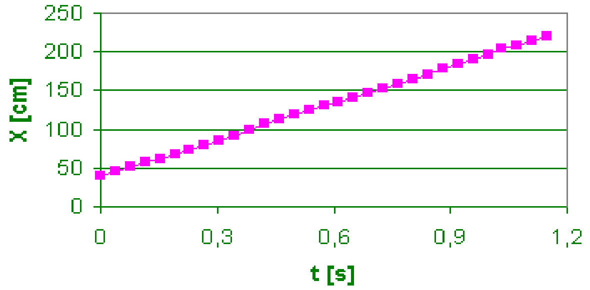


Abb. 121: Der zeitliche Verlauf der X-Koordinate des Hüftmittelpunktes

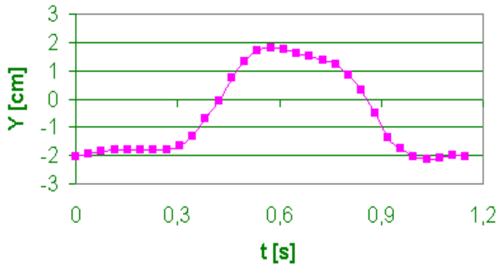


Abb. 122: Der zeitliche Verlauf der Y-Koordinate des Hüftmittelpunktes

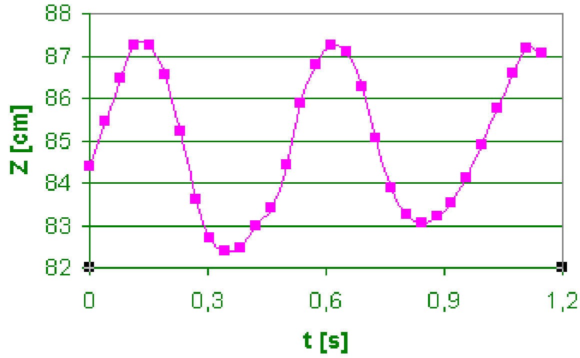


Abb. 123: Der zeitliche Verlauf der Z-Koordinate des Hüftmittelpunktes

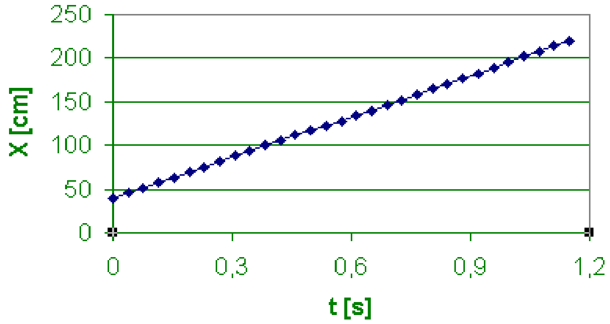


Abb. 124: Der zeitliche Verlauf der X-Koordinate des Kopfscheitelpunktes

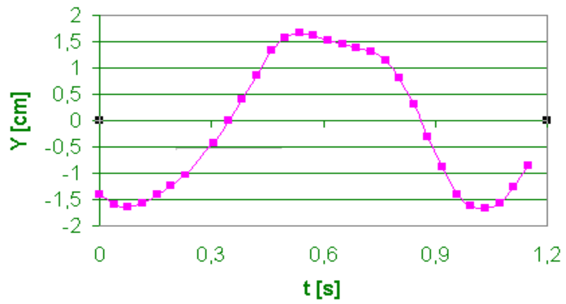


Abb. 125: Der zeitliche Verlauf der Y-Koordinate des Kopfscheitelpunktes

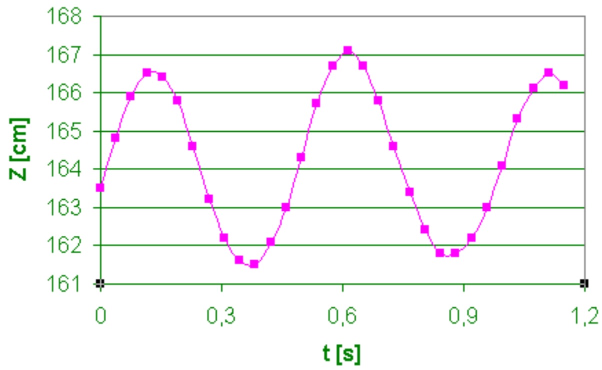


Abb. 126: Der zeitliche Verlauf der Z-Koordinate des Kopfscheitelpunktes

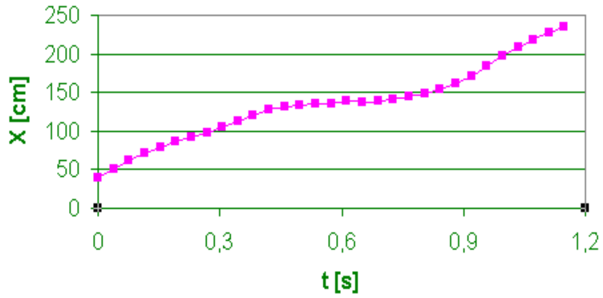


Abb. 127: Der zeitliche Verlauf der X-Koordinate des rechtem Kniegelenkes

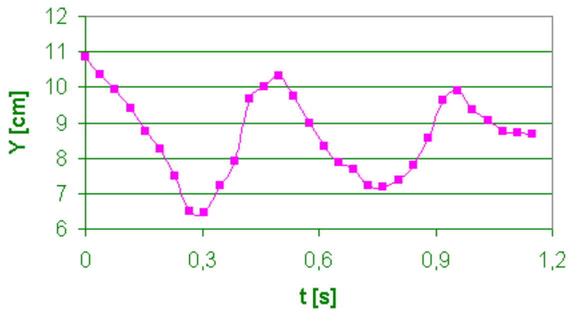


Abb. 128: Der zeitliche Verlauf der Y-Koordinate des rechten Kniegelenkes

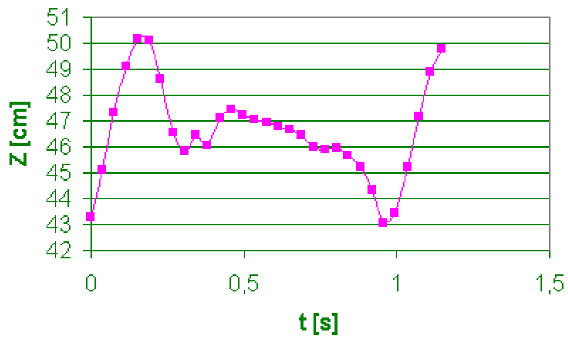


Abb. 129: Der zeitliche Verlauf der Z-Koordinate des rechtem Kniegelenkes

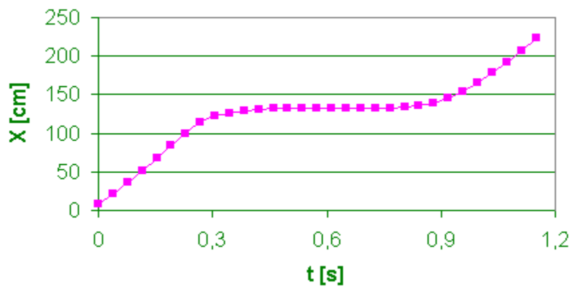


Abb. 130: Der zeitliche Verlauf der X-Koordinate des rechten Fußes

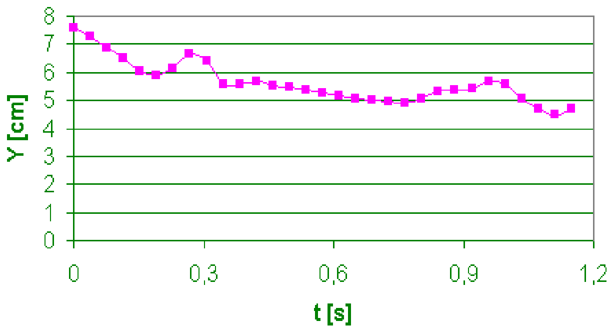


Abb. 131: Der zeitliche Verlauf der Y-Koordinate des Fußes

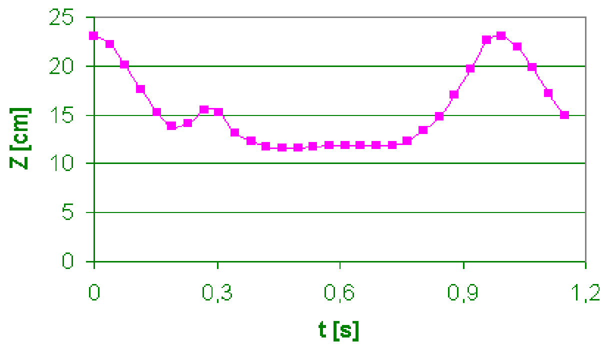


Abb. 132: Der zeitliche Verlauf der Z-Koordinate der rechten Fußes

Nr.	t[s]	alpha [cm]	beta[cm]	Gamma[cm]		Nr.	t[s]	alpha [cm]	beta[cm]	Gamma[cm]
1	0,00	0,3	-1,29	-1,21		17	0,61	0,28	1,18	1,98
2	0,04	0,27	-1,29	-0,05		18	0,65	-0,17	1,11	1,94
3	0,08	0,1	-1,26	1,03		19	0,69	-0,56	1,02	1,35
4	0,11	-0,15	-1,2	1,77		20	0,73	-0,9	0,87	0,47
5	0,15	-0,46	-1,1	1,98		21	0,77	-1,14	0,69	-0,49
6	0,19	-0,73	-1	1,58		22	0,80	-1,23	0,43	-1,16
7	0,23	-0,97	-0,9	0,69		23	0,84	-1,07	0,05	-1,65
8	0,27	-1,16	-0,77	-0,46		24	0,88	-0,68	-0,39	-1,86
9	0,31	-1,23	-0,57	-1,31		25	0,92	-0,07	-0,84	-1,73
10	0,34	-1,02	-0,31	-1,88		26	0,96	0,53	-1,09	-1,34
11	0,38	-0,39	0,08	-2,15		27	1,00	0,88	-1,28	-0,71
12	0,42	0,4	0,54	-1,99		28	1,03	0,79	-1,35	0,29
13	0,46	0,99	0,89	-1,57		29	1,07	0,47	-1,28	1,15
14	0,50	1,22	1,16	-0,76		30	1,11	-0,01	-1,15	1,79
15	0,54	1,03	1,27	0,43		31	1,15	-0,52	-1,03	1,84
16	0,57	0,7	1,26	1,37						

Tabelle 16: Die relativen Schwerpunktkoordinaten, erster Versuch /[2-11]/

13 Anhang 2: Das Gangbild

Arten der menschlichen Fortbewegung			
Gangkinematik	Gangpantomimik		Gangpathologie
mit kinematischen Mittels zu unterscheiden	individuelle Wesenszüge im Gang		krankhaft veränderter Gang
	Gruppe A	Gruppe B	
wandelnd	schwebend	schleichend	schwanken
spazierend	leicht	schlurfend	schlotternd
gehend	beschwingt	schlaksig	stolpernd
wandernd	schlendernd	zögernd	torkelnd
schreitend	wippend	tappend	knieweich
eilend	wiegend	gezwungen	schwerfällig
rennend	locker	verhalten	schleppend
laufend	elastisch	steif	gebeugt
springend	leichtfüßig	manieriert	schwer
	erotisch	aufreizend	lahm
raumgreifend	federnd	gespreizt	humpelnd
breitbeinig	tänzelnd	affektiert	hinkend
steigend	aktiv	stolz	kriechend
kletternd	sportlich	lässig	an Krücken
	tanzend	zappelig	
	athletisch	hüpfend	
	fest	stapfend	
	aufrecht	stramm	
	beherrscht	marschierend	
	energisch	militärisch	
	gebieterisch	trampelnd	
	majestätisch	wuchtig	
Wertung von – bis			
langsam und gemütlich bis	kraftarm und schlaff bis -		unachtsam und blessiert bis
schnell und sportlich	energieverzehrend und ausdrucksstark		behindert und schwerbeschädigt
Das Gangbild ist ein kinematisches Phänomen			

Tabelle 17: Übersicht über das Vokabular zur menschlichen Fortbewegung im deutschen Sprachgebrauch (/[3-1]/)

14 Anhang 3: Technische Daten des Meßsystems

14.1 Technische Daten der FSR-Sensoren

14.1.1 Herstellerangaben /[5-3], [5-4]/

Exemplarstreuung:	+90 % bis -35 % bei 0,1 bar und 23 °C
	±30 % bei 1 bar und 23 °C
	±20 % bei 10 bar und 23 °C
Reproduzierbarkeit eines Einzelsensors:	±20 % bei 0,1 bar und 23 °C
	±5 % bei 1 bar und 23 °C
	±3 % bei 10 bar und 23 °C
Einschaltdruck:	0,02 bis 0,1 bar und 23 °C
Maximaldruck:	10 bar und 23 °C
Elektr. Widerstand (unbelastet):	> 1 MΩ
Mechanische Ansprechzeit:	< 2 ms
Lebensdauer:	> 10 Millionen Schaltzyklen bei 3,5 bar
Betriebstemperatur T_B:	-40 °C < T_B < +85 °C
Temperaturkoeffizient:	-0,8 % pro Kelvin
Elektrischer Strom:	max. 1 mA pro cm² aktivierter Fläche
Elektrische Spannung:	1 bis 5 V
Verlustleistung:	maximal 1 mW

14.1.2 Eigene Messungen

	Sens. 1	Sens. 2	Sens. 3	Sens. 4	Sens. 5	Sens. 6	Sens. 7	Sens. 8	Sens. 9	Sens. 10	Mittelw.	Stabw.	rel. Stabw
	23°C	+-0,05 K											
P [bar]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	R [kOhm]	[%]
0	590	215	1063	2160	9999	9999	9999	9999	9999	9999	6402	4668,9	72,93
0,32	10,6				17,2					17			
0,64	5,44	5,53	7,36	7,15	7,3	7,9	7,73	7,03	6,35	7,46	6,93	0,87	12,51
1,28	3,47	3,67	4,3	3,86	4,14	4,11	4,41	4,16	3,95	4,27	4,03	0,30	7,34
1,92	2,79	2,99	3,32	2,93	3,05	3,05	3,35	3,19	3,18	3,23	3,11	0,18	5,71
2,56	2,48	2,65	2,81	2,49	2,59	2,63	2,87	2,79	2,82	2,77	2,69	0,14	5,25
3,2	2,3	2,46	2,54	2,27	2,33	2,39	2,56	2,52	2,59	2,54	2,45	0,12	4,83
3,84	2,18	2,33	2,38	2,13	2,15	2,22	2,36	2,35	2,44	2,39	2,29	0,11	4,88
4,48	2,08	2,22	2,26	2,01	2,03	2,1	2,23	2,23	2,33	2,27	2,18	0,11	5,11
5,12	2,01	2,15	2,18	1,95	1,96	2,01	2,13	2,14	2,25	2,2	2,10	0,11	5,08
5,76	1,96	2,1	2,13	1,9	1,9	1,96	2,06	2,08	2,19	2,15	2,04	0,11	5,16
6,4	1,92	2,05	2,08	1,85	1,86	1,92	2,01	2,04	2,14	2,1	2,00	0,10	5,14
P[bar]	33°C	+-0,05 K											
0	92,6	80,4	218	162	970	3700	9999	9999	148	390	2576	4062	157,69
0,32	10,2				14,5					14,7			
0,64	5,1	5,86	7,46	6,52	6,61	7,24	7,1	6,11	5,67	6,68	6,44	0,75	11,63
1,28	3,35	3,65	4,35	3,64	3,69	3,74	4,03	3,66	3,67	3,73	3,75	0,27	7,10
1,92	2,72	2,91	3,31	2,78	2,85	2,88	3,14	2,98	3,03	2,97	2,96	0,17	5,87
2,56	2,39	2,56	2,76	2,39	2,44	2,5	2,72	2,61	2,69	2,6	2,57	0,13	5,23
3,2	2,21	2,35	2,47	2,17	2,2	2,28	2,44	2,38	2,48	2,42	2,34	0,12	5,01
3,84	2,1	2,23	2,3	2,05	2,06	2,15	2,28	2,25	2,36	2,3	2,21	0,11	4,99
4,48	2,01	2,13	2,18	1,94	1,96	2,03	2,15	2,15	2,24	2,2	2,10	0,11	5,02
5,12	1,94	2,06	2,1	1,88	1,9	1,96	2,06	2,08	2,17	2,13	2,03	0,10	4,96
5,76	1,89	2	2,03	1,83	1,84	1,91	2	2,02	2,11	2,08	1,97	0,10	4,96
6,4	1,85	1,96	1,99	1,79	1,8	1,87	1,95	1,98	2,07	2,04	1,93	0,10	5,05
P[bar]	43°C	+-0,05 K											
0	41,4	38,6	90,3	103	81,4	196	9999	56	67	82,9	1075,56	3135,69	291,54
0,32	7,13				7,93					8,95			
0,64	4,16	4,12	4,95	4,46	4,78	5,22	6,45	4,95	4,91	4,87	4,89	0,66	13,42
1,28	2,9	3,04	3,39	3,01	3,06	3,16	3,87	3,27	3,31	3,22	3,22	0,27	8,47
1,92	2,47	2,61	2,83	2,46	2,48	2,58	3	2,72	2,82	2,67	2,66	0,18	6,75
2,56	2,25	2,37	2,51	2,2	2,21	2,3	2,59	2,45	2,52	2,42	2,38	0,14	5,80
3,2	2,1	2,22	2,3	2,04	2,04	2,13	2,32	2,26	2,35	2,28	2,20	0,12	5,31
3,84	2	2,12	2,18	1,94	1,95	2,02	2,16	2,15	2,24	2,18	2,09	0,11	5,11
4,48	1,91	2,03	2,09	1,86	1,87	1,94	2,05	2,06	2,15	2,11	2,01	0,10	5,18
5,12	1,85	1,97	2,01	1,8	1,81	1,88	1,97	1,99	2,08	2,04	1,94	0,10	5,07
5,76	1,81	1,93	1,95	1,76	1,77	1,84	1,91	1,96	2,03	2	1,90	0,10	5,04
6,4	1,77	1,86	1,91	1,72	1,73	1,8	1,87	1,91	1,99	1,96	1,85	0,09	5,08

Tabelle 18: Exemplarstreuung und Temperatureinfluß auf die Druck-Widerstandskennlinien,

Meßunsicherheit des Druckes: <3 mbar,

Meßunsicherheit des elektrischen Widerstandes: <0,1 %

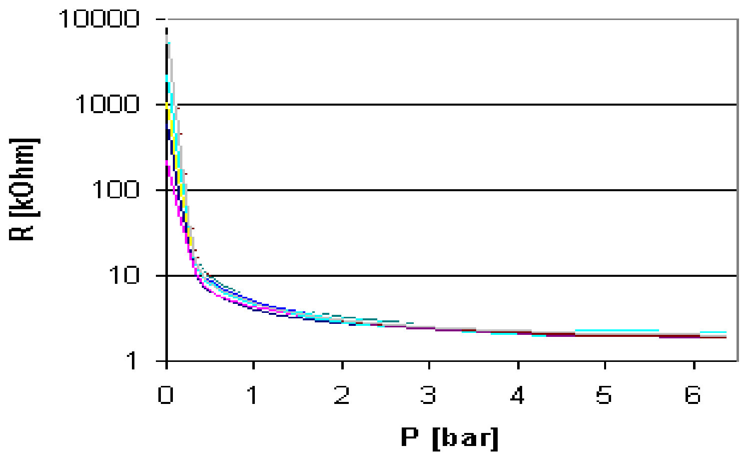


Abb. 133: Elektrischer Widerstand R als Funktion des Druckes P (T=23 °C)

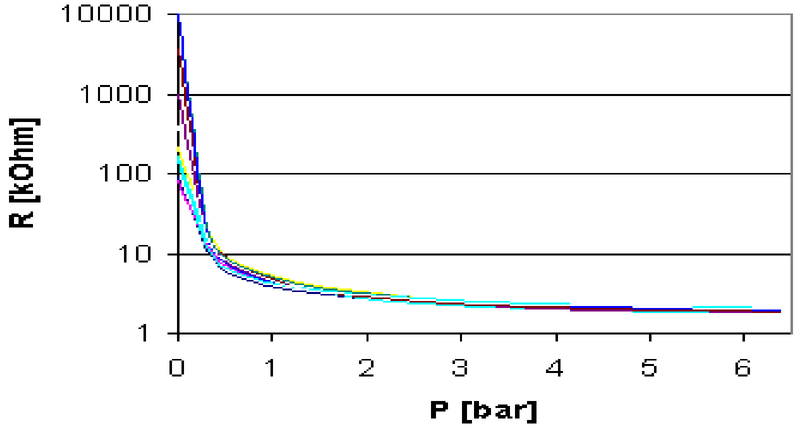


Abb. 134: Elektrischer Widerstand R als Funktion des Druckes P (T=33 °C)

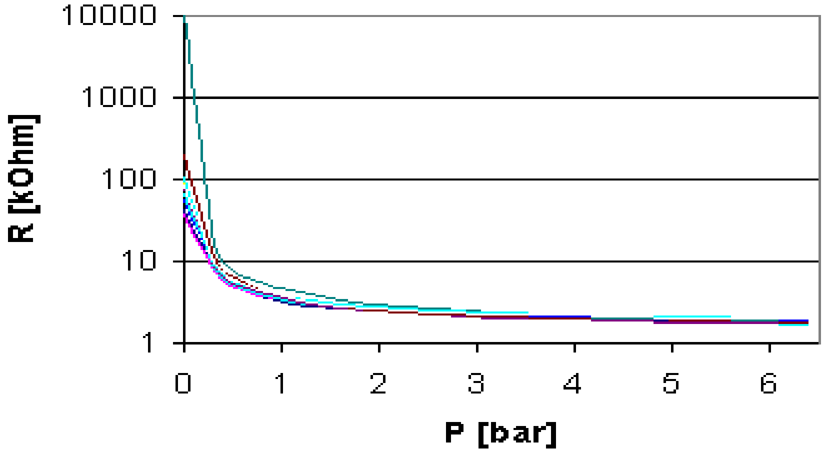


Abb. 135: Elektrischer Widerstand R als Funktion des Druckes P (T=43 °C)

14.2 Eigenschaften der Goniometer der Firma Penny and Giles

Winkelmesser	Goniometer	Winkel	[Grad]		
	21,1°C	25°C	30°C	35°C	40°C
90	93	97	119	151	178
60	61	68	90	119	143
30	32	36	58	90	111
0	0	7	29	68	79
-30	-32	-25	0	40	54
-60	-61	-52	-33	6	22
-90	-93	-83	-61	-25	-7

Winkelmesser	Goniometer	W.-Differenz	[Grad]		
Winkel	21,1°C	25°C	30°C	35°C	40°C
90	-3	-7	-29	-61	-88
60	-1	-8	-30	-59	-83
30	-2	-6	-28	-60	-81
0	0	-7	-29	-68	-79
-30	2	-5	-30	-70	-84
-60	1	-8	-27	-66	-82
-90	3	-7	-29	-65	-83

Tabelle 19: Die Temperaturabhängigkeit der Goniometer der Firma Penny and Giles (Ablesegenauigkeit am Winkelmesser: ± 2 Grad)

14.3 Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit der Sohlenmessungen

Um die Reproduzierbarkeit bei der Bestimmung der Sohlenparameter abschätzen zu können, wurde eine Person insgesamt 80 mal bei gleicher Geschwindigkeit vermessen. Bei den Messungen wurden immer die gleichen Schuhe genutzt. Die Ganganalysen erfolgten an verschiedenen Tagen. Es sind immer 10 Messungen hintereinander durchgeführt worden. Nach jeder Serie wurde eine Pause von mindestens 30 min eingelegt. Eine Serie dauerte ca. 6 min. In Tabelle 20 sind die Ergebnisse für die Allgemeinen Parameter aufgelistet. In der Zeile A wurden die ersten drei Messungen jeder Serie zusammengefaßt, in Zeile M die mittleren vier und in Zeile E die letzten drei Messungen.

Es kann davon ausgegangen werden, daß die Meßsohlen sich im Verlauf der Meßserie erwärmten. Ein Temperatureinfluß müßte sich dann im Unterschied zwischen den Werten in den Zeilen A, M und E dokumentieren. Da innerhalb der Meßgenauigkeit kein Unterschied festzustellen ist, kann man davon ausgehen, daß die Erwärmung der Sohlen keinen Einfluß auf die Bestimmung der Allgemeinen Gangparameter ausübt.

Innerhalb einer Meßserie liegt der Variationskoeffizient V für die Schrittlänge, der Schrittfrequenz und der Standphasendauer bei ca. 1 %. Wenn man berücksichtigt, daß der Gang des Probanden auch gewissen Schwankungen unterliegt, dann erhalten wir eine sehr gute Reproduzierbarkeit. Die Standardabweichung des Parameters Zweibeinstand ZBS liegt unterhalb von 1 % Doppelschrittdauer, was ebenfalls einer sehr guten Reproduzierbarkeit entspricht.

Ebenso wie bei den Allgemeinen Parametern beeinflußt die Erwärmung der Meßsohlen während eines Meßzyklusses nicht die Bestimmung der Abrollparameter. Zwischen den Serien sind größere Unterschiede festzustellen. Innerhalb einer Meßserie ist die Standardabweichung i.a. geringer als zwischen den Zeilen A, M und E, was darauf hindeutet, daß bei diesen Parametern die intraindividuellen Schwankungen größer sind als bei den Allgemeinen Parametern.

Bemerkenswert ist die Asymmetrie der effektiven Fußlänge L_{eff} und des Überlappungsintegrals FV. Das rechte Bein wird weniger abgerollt als das linke Bein. Die Tabelle 21 enthält die Ergebnisse des Reproduzierbarkeitsexperimentes für die Abrollparameter.

In der Tabelle 22 sind die Meßergebnisse der Belastungsparameter zusammengefaßt. Es ist zu erkennen, daß die Reproduzierbarkeit der Belastungsparameter geringer ist als die der vorherigen Parameter. Innerhalb einer Meßserie liegt diese bei ca. 5 %. Die Varianz für alle Messungen liegt z.T. deutlich über 10 %. Die Ergebnisse in den Zeilen A, M und E in der Tabelle 22 lassen auf einen Einfluß der Temperaturänderung der Meßsohle während einer Meßserie schließen.

Weiterhin ist eine Asymmetrie zwischen linker und rechter Seite festzustellen. Die linke Seite wird stärker belastet als die rechte Seite. Betrachtet man jedoch die einzelnen Meßserien separat, dann findet man nicht selten auch eine Umkehr der Belastungsrelationen.

		L_0	L_{0rel}	f_0	ZBS	StP_L	StP_R	StP_S	T_{0rel}	StP_{Lrel}	StP_{Rrel}	v_{rel}
gesamt	MW	1,344	0,840	55,80	23,5	61,8	61,7	-0,1	0,89	0,67	1,02	0,781
Band	St	0,014	0,009	0,58	0,9	0,4	0,7	0,6	0,21	0,49	0,89	
	V [%]	1,042	1,071	1,04	3,7	0,6	1,1					
gesamt	MW	1,422	0,889	52,60	23,9	62,1	61,8	-0,2	2,75	2,03	1,91	0,779
Gang	St	0,029	0,018	1,40	1,4	0,7	1,0	0,9	1,53	1,57	1,04	0,031
	V [%]	2,039	2,025	2,66	5,8	1,1	1,7					4,0
A	MW	1,354	0,846	55,13	23,4	61,8	61,5	-0,25	1,30	1,03	1,27	0,777
	St	0,025	0,016	1,75	1,1	0,6	0,7	0,68	1,20	1,19	1,02	0,016
	V [%]	1,8	1,9	3,18	4,5	1,0	1,2					2,1
M	MW	1,361	0,851	55,16	23,6	61,9	61,8	-0,09	1,22	0,97	1,37	0,782
	St	0,039	0,024	1,45	0,9	0,4	0,8	0,66	0,88	0,62	0,95	0,006
	V [%]	2,9	2,8	2,63	3,7	0,6	1,2					0,8
E	MW	1,36	0,85	55,18	23,7	61,9	61,8	-0,03	1,35	0,95	0,92	0,781
	St	0,039	0,024	1,64	0,92	0,5	0,7	0,61	1,27	1,59	0,97	0,015
	V [%]	2,9	2,8	2,97	3,9	0,8	1,1					1,9
TS W	MW	1,40	0,877	53,5	18,3	58,9	59,4	0,46	1,75	1,83	1,80	0,781
Band	St	0,047	0,029	1,82	0,86	0,5	0,7	0,70	0,40	0,36	0,40	
	V [%]	3,3	3,3	3,4	4,7	0,8	1,2					
TS H	MW	1,464	0,915	51,35	16,1	58,6	57,5	-0,90	1,80	1,84	1,87	0,781
Band	St	0,074	0,046	2,63	1,55	1,0	0,8	0,75	0,41	0,42	0,35	
	V [%]	2,9	2,8	3,0	3,9	0,8	1,1					
NS	MW	1,218	0,761	61,59	18,7	59,6	58,8	-0,88	1,33	1,28	1,58	0,781
Band	St	0,009	0,006	0,458	0,78	0,7	0,5	0,76	0,23	0,23	0,30	
	V [%]	0,7	0,8	0,7	4,2	1,1	0,9					
1	MW	1,356	0,847	55,31	22,9	61,9	61,1	-0,7	1,00	1,04	1,12	0,781
Band	St	0,008	0,005	0,32	0,4	0,2	0,3	0,3	0,16	0,28	0,28	
	V [%]	0,590	0,590	0,57	1,7	0,4	0,5					
2	MW	1,356	0,848	55,30	24,1	61,9	62,2	0,24	0,98	1,06	1,66	0,781
Band	St	0,007	0,004	0,29	0,7	0,4	0,4	0,34	0,16	0,22	0,54	
	V [%]	0,516	0,472	0,52	2,9	0,6	0,7					
3	MW	1,327	0,830	56,50	23,4	61,8	61,7	-0,08	0,78	0,09	0,10	0,781
Band	St	0,013	0,008	0,57	0,5	0,3	0,3	0,26	0,18	0,27	0,33	
	V [%]	0,980	0,964	1,00	2,2	0,4	0,6					
4	MW	1,334	0,834	56,20	23,9	61,8	62,1	0,20	0,85	0,31	0,44	0,781
Band	St	0,007	0,005	0,31	0,6	0,4	0,5	0,60	0,19	0,40	0,61	
	V [%]	0,525	0,600	0,55	2,4	0,7	0,8					
5	MW	1,337	0,836	56,10	23,8	61,6	62,2	0,44	0,87	0,63	1,49	0,781
Band	St	0,009	0,005	0,37	0,5	0,4	0,3	0,45	0,17	0,45	1,05	
	V [%]	0,7	0,6	0,66	2,1	0,6	0,5					
6	MW	1,346	0,841	55,70	24,1	62,1	62,0	-0,08	0,90	0,36	0,43	0,781
Band	St	0,007	0,004	0,27	0,4	0,3	0,2	0,32	0,25	0,60	0,69	
	V [%]	0,5	0,5	0,49	1,6	0,5	0,4					
7	MW	1,346	0,841	55,70	23,8	61,9	61,9	0,00	0,75	1,02	1,97	0,781
Band	St	0,007	0,004	0,27	0,8	0,4	0,5	0,33	0,19	0,20	1,04	
	V [%]	0,5	0,5	0,49	3,2	0,6	0,7					
8	MW	1,348	0,843	55,60	22,0	61,6	60,4	-0,94	0,98	0,86	0,98	0,781
Band	St	0,019	0,012	0,80	0,5	0,3	0,3	0,28	0,27	0,16	0,29	
	V [%]	1,4	1,4	1,43	2,3	0,5	0,5					
9	MW	1,423	0,889	52,70	23,3	61,9	61,4	-0,41	1,99	1,33	1,36	0,781
Gang	St	0,028	0,018	1,29	0,5	0,4	0,4	0,48	0,53	0,42	0,33	0,03
	V [%]	2,0	2,0	2,45	2,3	0,7	0,6					3,8
10	MW	1,42	0,887	52,40	25,4	62,5	62,9	0,27	4,57	3,70	3,20	0,774
Gang	St	0,034	0,021	1,68	1,7	1,0	1,4	1,39	1,62	2,05	0,97	0,035
	V [%]	2,4	2,4	3,21	6,8	1,6	2,2					4,5

Tabelle 20: Die Reproduzierbarkeit der Allgemeinen Gangparameter

		L_{effL}	L_{effR}	GI_L	GI_R	FV_L	FV_R	ZFS	ZVS
gesamt Band	Median	76,0	70,0	3,01	2,54	37,0	39,1	0,0	4,8
	17%	74,0	67,0	3,44	3,05	29,4	36,1	0,0	1,5
	83%	77,0	74,0	2,33	2,17	42,6	43,8	0,5	7,5
gesamt Gang	Median	76,0	72,0	1,97	1,69	40,7	44,0	0,0	8,5
	17%	75,0	72,0	2,47	2,12	39,7	41,8	0,0	7,0
	83%	76,0	73,0	1,76	1,45	42,2	45,7	0,0	9,0
A Band	Median	76,0	70,0	2,65	2,41	38,6	38,6	0,0	5,0
	17%	74,8	68,0	3,29	3,07	32,5	35,1	0,0	1,5
	83%	78,0	75,0	2,20	2,05	42,3	44,5	1,5	8,0
M Band	Median	76,0	70,0	2,88	2,44	37,3	41,6	0,0	5,8
	17%	73,6	68,0	3,42	2,82	29,8	37,5	0,0	2,6
	83%	77,4	74,0	2,26	2,17	42,4	44,2	0,0	7,7
E Band	Median	76,0	70,0	3,01	2,56	38,2	41,8	0,0	5,5
	17%	74,0	67,0	3,49	3,07	30,8	38,3	0,0	2,5
	83%	77,0	74,0	2,47	2,04	42,3	44,1	0,1	9,0
TS W Band	Median	78,0	70,0	2,67	2,93	30,7	35,2	0,0	7,0
	17%	76,1	67,5	2,87	3,17	28,5	34,3	0,0	6,0
	83%	79,0	73,4	2,39	2,41	33,0	35,7	0,0	8,2
TS H Band	Median	78,0	71,0	3,15	2,52	26,1	25,3	0,0	8,0
	17%	76,5	68,5	3,64	2,83	24,5	23,2	0,0	6,3
	83%	79,0	75,5	2,13	2,35	30,7	29,2	0,0	9,5
NS Band	Median	80,0	80,0	2,26	2,90	42,3	38,7	0,0	4,0
	17%	79,0	76,7	2,58	3,14	41,6	35,1	0,0	3,5
	83%	80,0	81,0	1,96	2,64	44,6	41,2	0,3	4,7
1 Band	Median	74,0	74,5	3,45	2,41	43,4	39,5	0,0	3,0
	17%	73,0	74,0	3,88	2,66	42,5	37,3	0,0	1,5
	83%	75,0	75,5	2,58	2,24	44,0	42,1	0,2	4,0
2 Band	Median	75,0	70,0	3,12	2,09	42,8	42,9	0,0	5,5
	17%	75,0	70,0	3,39	2,29	42,4	41,7	0,0	5,0
	83%	76,0	71,0	2,82	2,03	43,7	43,1	0,5	6,0
3 Band	Median	76,0	69,0	2,28	2,82	29,7	37,9	0,0	1,8
	17%	76,0	67,5	2,74	3,07	29,1	35,7	0,0	1,3
	83%	76,0	70,0	2,03	2,65	34,7	39,3	0,0	2,7
4 Band	Median	77,0	69,0	3,00	3,15	27,4	43,6	0,0	7,5
	17%	77,0	68,5	3,18	3,39	26,5	42,7	0,0	5,8
	83%	77,5	70,0	2,59	3,00	27,7	44,6	0,0	8,5
5 Band	Median	78,0	60,0	2,95	2,50	36,1	44,2	2,0	10,8
	17%	77,0	60,0	3,22	2,65	35,3	43,9	1,5	9,0
	83%	78,0	61,0	2,55	2,40	36,6	45,0	2,5	13,2
6 Band	Median	74,0	69,5	3,53	2,34	38,0	38,4	0,0	4,5
	17%	74,0	69,0	3,77	2,63	37,2	37,7	0,0	3,8
	83%	74,5	70,5	3,23	2,19	38,5	38,5	0,5	5,0
7 Band	Median	73,0	68,0	3,04	2,23	39,2	38,5	0,0	5,5
	17%	73,0	67,0	3,45	2,50	38,4	37,9	0,0	4,8
	83%	73,5	69,0	2,76	2,02	40,4	39,1	0,0	6,0
8 Band	Median	76,0	74,5	2,46	2,74	32,3	31,3	0,0	1,0
	17%	76,0	74,0	2,76	3,17	39,8	30,4	0,0	1,0
	83%	76,5	75,9	2,23	2,54	33,5	33,2	0,0	1,5
9 Gang	Median	76,0	72,0	1,97	1,69	40,7	44,0	0,0	8,5
	17%	75,0	72,0	2,46	2,12	39,7	41,8	0,0	7,0
	83%	76,0	73,0	1,76	1,45	42,2	45,7	0,0	9,0
10 Gang	Median	79,0	69,5	2,39	2,42	38.4	47,4	0,5	7,8
	17%	79,0	68,0	2,58	3,07	37,1	42,6	0,0	7,0
	83%	79,0	72,5	2,00	1,45	40,4	49,1	1,5	8,7

Tabelle 21: Die Reproduzierbarkeit der Abrollparameter

		I_{FL}	I_{FR}	I_{AuL}	I_{AuR}	I_{VL}	I_{VR}	I_{AbL}	I_{AbR}	I_{GL}	I_{GR}	I_{GS}	I_{FS}	I_{VS}
gesamt	Median	4,45	4,21	1,50	1,47	2,07	1,75	1,74	1,58	1,67	1,59	-2,90	-3,90	-7,80
Band	17%	3,85	3,62	1,37	1,32	1,84	1,53	1,57	1,41	1,52	1,39	8,40	7,50	11,50
	83%	5,27	4,83	1,72	1,64	2,40	2,23	1,95	1,86	1,91	1,88			
gesamt	Median	6,54	6,16	2,06	2,15	2,19	2,34	1,95	2,09	2,00	2,13	4,40	-2,20	5,00
Gang	17%	5,13	5,21	1,59	1,79	1,68	2,00	1,57	1,78	1,57	1,78	2,40	3,90	3,30
	83%	6,99	6,65	2,17	2,32	2,31	2,49	2,05	2,22	2,09	2,28			
A	Median	4,72	4,34	1,57	1,53	2,02	1,73	1,70	1,52	1,62	1,53	-2,20	-3,50	-6,50
Band	17%	4,17	3,64	1,41	1,34	1,74	1,45	1,54	1,33	1,49	1,37	8,50	7,10	12,00
	83%	5,32	5,25	1,75	1,79	2,29	2,19	1,89	1,83	1,84	1,84			
M	Median	5,04	4,54	1,67	1,63	2,10	1,84	1,75	1,63	1,70	1,62	-1,20	-3,30	-4,90
Band	17%	4,37	3,96	1,51	1,46	1,77	1,54	1,57	1,42	1,55	1,44	8,50	7,20	12,20
	83%	5,42	5,40	1,88	1,87	2,37	2,26	1,94	1,94	1,94	1,91			
E	Median	5,04	4,62	1,76	1,63	2,24	1,91	1,79	1,67	1,78	1,65	-1,30	-4,00	-4,60
Band	17%	4,43	4,13	1,55	1,49	1,83	1,67	1,59	1,49	1,58	1,49	7,70	7,20	11,20
	83%	5,67	5,27	1,89	1,91	2,43	2,37	2,00	1,98	2,02	1,99			
TS W	Median	3,56	2,87	1,93	1,53	3,16	2,23	2,06	1,51	1,98	1,53	-13,30	-10,50	-17,40
Band	17%	3,34	2,75	1,83	1,43	2,97	2,02	1,96	1,42	1,90	1,44	1,74	4,14	2,85
	83%	3,66	2,91	2,02	1,63	3,27	2,39	2,14	1,59	2,07	1,62			
TS H	Median	4,50	3,44	2,09	1,56	3,29	2,24	1,88	1,36	1,98	1,48	-14,60	-12,00	-18,00
Band	17%	4,12	3,26	2,00	1,51	3,01	1,99	1,86	1,29	1,93	1,41	1,60	5,50	4,20
	83%	4,87	3,92	2,15	1,64	3,35	2,51	1,93	1,45	2,03	1,54			
NS	Median	4,66	3,76	1,91	1,53	3,29	2,24	1,88	1,36	1,98	1,48	-14,60	-12,00	-18,00
Band	17%	4,37	3,24	1,89	1,44	3,01	1,99	1,86	1,29	1,93	1,41	1,60	5,50	4,20
	83%	5,05	4,06	1,96	1,57	3,35	2,51	1,93	1,45	2,03	1,54			
1	Median	5,35	3,87	1,74	1,28	2,26	1,49	1,89	1,37	1,83	1,33	-15,70	-16,30	-20,20
Band	17%	5,09	3,58	1,61	1,17	2,04	1,35	1,76	1,28	1,69	1,22	1,40	1,70	1,90
	83%	5,46	4,01	1,81	1,37	2,33	1,58	1,96	1,44	1,89	1,41			
2	Median	5,47	5,01	1,88	1,71	2,57	1,83	2,05	1,66	1,98	1,70	-7,20	-4,20	-16,20
Band	17%	5,24	4,89	1,81	1,65	2,44	1,74	1,99	1,60	1,91	1,65	1,00	1,60	1,60
	83%	5,63	5,16	1,91	1,78	2,62	1,92	2,13	1,74	2,04	1,77			
3	Median	4,04	4,17	1,39	1,50	1,82	1,84	1,53	1,63	1,47	1,59	3,60	1,50	0,38
Band	17%	3,88	4,03	1,34	1,44	1,73	1,75	1,46	1,55	1,42	1,52	3,30	3,40	3,60
	83%	4,16	4,34	1,45	1,55	1,89	1,91	1,57	1,68	1,51	1,65			
4	Median	4,39	5,25	1,53	1,83	1,88	2,26	1,58	1,88	1,55	1,90	9,90	9,70	9,00
Band	17%	4,23	5,18	1,48	1,77	1,84	2,13	1,55	1,80	1,51	1,83	1,20	1,20	1,90
	83%	4,41	5,41	1,59	1,92	1,96	2,43	1,61	1,96	1,61	1,99			
5	Median	4,96	4,51	1,73	1,53	2,17	1,54	1,75	1,51	1,75	1,53	-6,80	-4,30	-17,70
Band	17%	4,80	4,38	1,67	1,44	2,11	1,47	1,72	1,46	1,70	1,47	1,00	0,90	1,20
	83%	5,07	4,69	1,78	1,57	2,25	1,57	1,79	1,56	1,79	1,58			
6	Median	4,59	4,57	1,54	1,71	2,05	2,25	1,74	1,94	1,66	1,90	6,85	-0,35	4,97
Band	17%	4,44	4,41	1,46	1,66	2,00	2,23	1,72	1,86	1,61	1,86	0,50	1,00	0,87
	83%	4,64	4,64	1,58	1,73	2,08	2,30	1,77	1,96	1,69	1,94			
7	Median	5,18	4,45	1,84	1,57	2,40	1,57	1,94	1,50	1,90	1,55	-9,30	-7,00	-20,00
Band	17%	4,90	4,25	1,70	1,50	2,34	1,52	1,87	1,44	1,80	1,49	1,00	1,80	2,20
	83%	5,32	4,55	1,88	1,63	2,43	1,70	1,96	1,58	1,92	1,63			
8	Median	4,41	3,64	1,51	1,43	1,83	1,72	1,61	1,41	1,56	1,42	-4,60	-9,80	-2,70
Band	17%	4,20	3,50	1,42	1,36	1,74	1,62	1,53	1,32	1,48	1,35	0,90	1,80	1,20
	83%	4,56	3,68	1,54	1,46	1,87	1,79	1,64	1,43	1,59	1,45			
9	Median	6,84	6,37	2,09	2,22	2,28	2,42	1,99	2,14	2,06	2,19	3,50	-3,10	3,20
Gang	17%	6,39	5,98	1,95	2,09	2,15	2,28	1,90	2,03	1,92	2,07	1,10	1,40	1,80
	83%	7,03	6,73	2,17	2,35	2,32	2,50	2,06	2,23	2,12	2,31			
10	Median	5,09	5,19	1,57	1,79	1,66	1,99	1,56	1,74	1,56	1,78	6,50	0,10	9,20
Gang	17%	4,82	4,22	1,50	1,67	1,60	1,93	1,52	1,62	1,54	1,64	3,30	6,60	1,70
	83%	5,16	5,63	1,61	1,88	1,69	2,03	1,59	1,83	1,58	1,88			

Tabelle 22: Die Reproduzierbarkeit der Belastungsparameter, A-Messungen zu Beginn einer Meßserie, M-Messungen in der Mitte einer Meßserie, E-Messungen am Ende einer Meßserie, TS H-Turnschuhe harter Auftritt, TS W-Turnschuhe weicher Auftritt, NS-Neutralschuhe

15 Anhang 4 : Die Parameter des Ganganalysesystems GANGAS

15.1 Personenbezogene Parameter

L_0	Körpergröße	[cm]
G_0	Körpergewicht	[kg]
KGD	Körpergewichtsdruck	[N/cm²]
	Alter	[Jahre]
	Geschlecht	

15.2 Allgemeine Parameter

v	Bandgeschwindigkeit	[km/h]
v_{rel}	relative Bandgeschwindigkeit	[1/s]
L	Doppelschrittlänge	[m]
L_{rel}	relative Doppelschrittlänge	
f_0	Schrittfrequenz	[Doppelschritte/min]
SV	Schrittverhältnis	[$m \bullet s$]
ZBS	Zweibeinstand	[% DSD]
StP_L	Standphasendauer links	[% DSD]
StP_R	Standphasendauer rechts	[% DSD]
StP_S	Standphasensymmetrie	[%]
DSD_{rel}	relative Standardabw. der Doppelschrittdauer	[%]

15.3 Abrollparameter

L_{effL}	effektive Fußlänge links	[%]
L_{effL}	effektive Fußlänge rechts	[%]
L_{effS}	Symmetrie der effektive Fußlänge	[%]
GL_L	Ganglinienbreite links	[%]
GL_R	Ganglinienbreite rechts	[%]
GL_S	Symmetrie der Ganglinienbreite	[%]
ZFS	Zweifersenstand	[%]
ZVS	Zweivorfußstand	[%]
FV_L	normiertes Überlappungsintegral links	
FV_R	normiertes Überlappungsintegral rechts	
FV_S	Symmetrie des Überlappungsintegrals	[%]

15.4 Belastungsparameter

t_{maxL}	Zeitpunkt des Druckmaximums links	[% DSD]
t_{maxL}	Zeitpunkt des Druckmaximums rechts (phasenkorrigiert)	[% DSD]
P_{maxL}	Druckmaximum links	[N/cm²]
P_{maxR}	Druckmaximum rechts	[N/cm²]
P_{maxS}	Symmetrie des Druckmaximums	[%]
I_{GL}	Gesamtintegral links	
I_{GR}	Gesamtintegral rechts	
I_{GS}	Symmetrie des Gesamtintegrals	[%]
I_{AuL}	Auftrittsintegral links	
I_{AuR}	Auftrittsintegral rechts	
I_{AuS}	Symmetrie des Auftrittsintegrals	[%]
I_{AbL}	Abstoßintegral links	

I_{AbR}	Abstoßintegral rechts	
I_{AbS}	Symmetrie des Abstoßsintegrals	[%]
I_{FL}	Fersenintegral links	
I_{FR}	Fersenintegral rechts	
I_{FS}	Symmetrie des Fersenintegrals	[%]
I_{ML}	Mittelfußintegral links	
I_{MR}	Mittelfußintegral rechts	
I_{MS}	Symmetrie des Mittelfußintegrals	[%]
I_{VL}	Vorfußintegral links	
I_{VR}	Vorfußintegral rechts	
I_{VS}	Symmetrie des Vorfußintegrals	[%]
I_{AL}	Außenfußintegral links	
I_{AR}	Außenfußintegral rechts	
I_{AS}	Symmetrie des Außenfußintegrals	[%]
I_{IL}	Innenfußintegral links	
I_{IR}	Innenfußintegral rechts	
I_{IS}	Symmetrie des Innenfußintegrals	[%]

15.5 Knieparameter

t_{KmaxL}	Zeitp. des Maximums des Kniewinkels links	[% DSD]
t_{KmaxL}	Zeitp. des Maximums des Kniewinkels rechts (phasenkorrigiert)	[% DSD]
K_{maxL}	Maximum des Kniewinkels links	[Grad]
K_{maxR}	Maximum des Kniewinkels rechts	[Grad]
K_{maxS}	Symmetrie des Kniewinkelmaximums	[%]
t_{KminL}	Zeitp. des Minimums des Kniewinkels links	[% DSD]
t_{KminR}	Zeitp. des Minimums des Kniewinkels rechts (phasenkorrigiert)	[% DSD]
K_{minL}	Minimum des Kniewinkels links	[Grad]
K_{minR}	Minimum des Kniewinkels rechts	[Grad]
K_{UL}	Kniebeugeumfang links	[Grad]
K_{UR}	Kniebeugeumfang rechts	[Grad]
K_{US}	Symmetrie des Kniebeugeumfanges	[%]
t_{KBmaxL}	Zeitp. max. Beugegeschwindigkeit links	[%DSD]
t_{KBmaxR}	Zeitpunkt max. Beugegeschwindigkeit rechts (phasenkorrigiert)	[%DSD]
K_{BmaxL}	Maximalwert Beugegeschwindigkeit links	[Grad/s]
K_{BmaxR}	Maximalwert Beugegeschwindigkeit rechts	[Grad/s]
K_{BmaxS}	Symmetrie der maximalen Beugegeschwindigkeit	[%]
t_{KSmaxL}	Zeitpunkt max. Streckgeschwindigkeit links	[%DSD]
t_{KSmaxR}	Zeitpunkt max. Streckgeschwindigkeit rechts (phasenkorrigiert)	[%DSD]
K_{SmaxL}	Maximalwert Streckgeschwindigkeit links	[Grad/s]
K_{SmaxR}	Maximalwert Streckgeschwindigkeit rechts	[Grad/s]
K_{SmaxS}	Symmetrie der maximalen Streckgeschwindigkeit	[%]
t_{KBL}	Zeitdauer der Kniebeugung links	[%DSD]
t_{KBR}	Zeitdauer der Kniebeugung rechts	[%DSD]
t_{KSL}	Zeitdauer der Kniestreckung links	[%DSD]
t_{KSR}	Zeitdauer der Kniestreckung rechts	[%DSD]
K_{AuL}	Kniewinkel beim Auftritt links	[Grad]
K_{AuR}	Kniewinkel beim Auftritt rechts	[Grad]
K_{AbL}	Kniewinkel beim Abstoß links	[Grad]
K_{AbR}	Kniewinkel beim Abstoß rechts	[Grad]

15.6 Hüftparameter

t_{maxL}	Zeitp. des Maximums des Hüftwinkels links	[%DSD]
t_{maxR}	Zeitp. des Maximums des Hüftwinkels rechts (phasenkorrigiert)	[%DSD]
H_{maxL}	Maximum des Hüftwinkels links	[Grad]
H_{maxL}	Maximum des Hüftwinkels rechts	[Grad]
H_{maxS}	Symmetrie des Hüftwinkelmaximums	[%]
t_{HminL}	Zeitp. des Minimums des Hüftwinkels links	[%DSD]
t_{HminR}	Zeitp. des Minimums des Hüftwinkels rechts (phasenkorrigiert)	[%DSD]
H_{minL}	Minimum des Hüftwinkels links	[Grad]
H_{minR}	Minimum des Hüftwinkels rechts	[Grad]
H_{minR}	Symmetrie des Hüftwinkelminimums	[%]
H_{UL}	Hüftbeugeumfang links	[Grad]
H_{UR}	Hüftbeugeumfang rechts	[Grad]
H_{US}	Symmetrie des Hüftbeugeumfanges	[%]
t_{HBmaxL}	Zeitp. maximale Beugegeschwindigkeit links	[%DSD]
t_{HBmaxL}	Zeitp. maximale Beugegeschwindigkeit rechts (phasenkorrigiert)	[%DSD]
H_{BmaxL}	Maximum Beugegeschwindigkeit links	[Grad/s]
H_{BmaxR}	Maximum Beugegeschwindigkeit rechts	[Grad/s]
H_{BmaxS}	Symmetrie der maximalen Beugegeschwindigkeit	[%]
t_{HSmaxL}	Zeitpunkt max. Streckgeschwindigkeit links	[%DSD]
t_{HSmaxR}	Zeitpunkt max. Streckgeschwindigkeit rechts	[%DSD]
H_{SmaxL}	Maximum der Streckgeschwindigkeit links	[Grad/s]
H_{SmaxR}	Maximum der Streckgeschwindigkeit rechts	[Grad/s]
H_{SmaxS}	Symmetrie der maximalen Streckgeschwindigkeit	[%]
t_{HBL}	Zeitdauer der Hüftbeugung links	[%DSD]
t_{HBR}	Zeitdauer der Hüftbeugung rechts	[%DSD]
t_{HSL}	Zeitdauer der Hüftstreckung links	[%DSD]
t_{HSR}	Zeitdauer der Hüftstreckung rechts	[%DSD]
t_{HKBL}	Zeitdauer der gemeinsamen Beugung Knie und Hüfte links	[%DSD]
t_{HKBR}	Zeitdauer der gemeinsamen Beugung Knie und Hüfte rechts	[%DSD]
t_{HKSL}	Zeitdauer der gemeinsamen Streckung Knie und Hüfte links	[%DSD]
t_{HKSR}	Zeitdauer der gemeinsamen Streckung Knie und Hüfte rechts	[%DSD]

16 Anhang 5: Zusammenfassung der Meßergebnisse

16.1 Die Meßergebnisse der Allgemeinen Parametern

Ges.

v		v_{rel} [1/s]	L [m]	L_{rel}	f_0 [1/min]	ZBS [%]	StP_L [%]	StP_R [%]	StP_s [%]	SV [m*s]	$f_0$rel [%]
1	MW	0,15	0,563	0,326	27,96	38,65	68,47	70,18	1,23	0,315	4,22
1	St.	0,03	0,110	0,065	5,4	7,03	3,87	4,09	2,68	0,095	2,23
1	V. [%]	20,0	19,5	19,9	19,3	18,2	5,7	5,8		30,2	53,9
2	MW	0,379	0,910	0,524	43,03	28,08	63,4	64,68	0,99	0,326	2,52
2	St.	0,105	0,186	0,1	7,61	5,47	2,83	3,19	1,945	0,076	1,23
2	V. [%]	27,7	20,4	19,1	17,7	19,5	4,5	4,9		23,3	48,9
3	MW	0,685	1,277	0,747	55,22	21,76	60,33	61,35	0,84	0,345	1,93
3	St.	0,111	0,184	0,092	5,11	3,87	1,98	2,06	1,41	0,059	1,57
3	V. [%]	16,2	14,4	12,3	9,3	17,8	3,3	3,4		17,1	81,2
4	MW	0,983	1,627	0,942	62,78	19,4	59,02	60,22	1	0,374	1,59
4	St.	0,063	0,174	0,067	3,94	2,93	1,58	1,59	1,23	0,057	0,8
4	V. [%]	6,4	10,7	7,1	6,3	15,1	2,7	2,6		15,2	50,4
5	MW	1,244	1,803	1,048	71,38	16,29	57,68	58,63	0,82	0,382	1,925
5	St.	0,075	0,182	0,064	5,07	2,73	1,4	1,6	1,06	0,06	1,55
5	V. [%]	6,0	10,1	6,1	7,1	16,8	2,4	2,7		15,7	80,5

männl.

v		v_{rel} [1/s]	L [m]	L_{rel}	f_0 [1/min]	ZBS [%]	StP_L [%]	StP_R [%]	StP_s [%]	SV [m*s]	$f_0$rel [%]
1	MW	0,144	0,542	0,31	28,17	37,29	67,61	69,68	1,54	0,3	4,68
1	St.	0,034	0,115	0,066	5,49	6,13	3,82	3,31	2,71	0,089	2,73
1	V. [%]	23,6	21,2	21,3	19,5	16,4	5,7	4,8		29,7	58,4
2	MW	0,377	0,953	0,531	42,08	27,46	63	64,46	1,12	0,345	2,4
2	St.	0,104	0,187	0,099	7,87	5,1	2,49	3,08	1,76	0,071	1,18
2	V. [%]	27,6	19,6	18,6	18,7	18,6	4,0	4,8		20,6	49,9
3	MW	0,696	1,338	0,752	55,43	21,36	60,14	61,21	0,88	0,365	1,852
3	St.	0,111	0,177	0,09	4,81	3,27	1,71	1,9	1,28	0,057	1,738
3	V. [%]	15,9	13,2	12,0	8,7	15,3	2,8	3,1		15,6	93,9
4	MW	0,986	1,694	0,956	62,07	18,67	58,79	59,83	0,88	0,412	1,5
4	St.	0,064	0,162	0,071	3,6	2,67	1,52	1,39	1,13	0,055	0,722
4	V. [%]	6,5	9,6	7,4	5,8	14,3	2,6	2,3		13,3	48,2
5	MW	1,245	1,908	1,089	71,7	15,18	57,18	58,08	0,78	0,388	1,578
5	St.	0,075	0,192	0,06	5,64	1,11	1,11	1,08	0,97	0,064	0,89
5	V. [%]	6,0	10,1	5,5	7,9	7,3	1,9	1,9		16,5	56,4

weibl.

v		v_{rel} [1/s]	L [m]	L_{rel}	f_0 [1/min]	ZBS [%]	StP_L [%]	StP_R [%]	StP_s [%]	SV [m*s]	$f_0$rel [%]
1	MW	0,158	0,588	0,346	27,84	40,5	69,64	70,86	0,81	0,334	3,61
1	St.	0,023	0,100	0,06	5,5	7,95	3,74	5,02	2,67	0,0994	1,3
1	V. [%]	14,6	17,0	17,3	19,8	19,6	5,4	7,1		29,8	36,1
2	MW	0,382	0,859	0,516	44,35	28,97	64	65	0,801	0,3	2,68
2	St.	0,107	0,178	0,103	8,46	5,88	3,18	3,18	2,18	0,076	1,29
2	V. [%]	28,0	20,7	20,0	19,1	20,3	5,0	4,9		25,3	48,3
3	MW	0,67	1,191	0,719	55,7	22,3	60,58	61,53	0,79	0,322	2,025
3	St.	0,109	0,165	0,089	5,51	4,49	2,27	2,24	1,56	0,052	1,3
3	V. [%]	16,3	13,9	12,4	9,9	20,1	3,7	3,6		16,1	64,2
4	MW	0,978	1,500	0,917	64,05	20,75	59,48	60,98	1,24	0,354	1,756
4	St.	0,062	0,141	0,051	4,67	2,93	1,62	1,68	1,38	0,05	0,915
4	V. [%]	6,3	9,4	5,6	7,3	14,1	2,7	2,8		14,1	52,1
5	MW	1,237	1,700	1,059	70,12	20,2	59,5	60,7	0,99	0,363	3,24
5	St.	0,085	0,144	0,082	1,54	1,64	0,61	1,61	1,47	0,036	2,74
5	V. [%]	6,9	8,5	7,7	2,2	8,1	1,0	2,7		9,9	84,4

Tabelle 23: Mittelwerte MW, Standardabweichungen St. und Variationskoeffizienten V. der Allgemeinen Gangparameter für die verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen, in Abhängigkeit vom Geschlecht.

	v_{rel} [1/s]	L [m]	L_{rel}	f_0 [1/min]	StP_L [%]	StP_R [%]	StP_S [%]	ZBS [%]	SV [m*s]	f_0rel [%]	L_0 [cm]	G_0 [kg]	Alter [J]
MW	0,76	1,428	0,8	57,1	60	61,1	0,95	21,1	0,375	1,79	179,5	77,5	31,1
St.	0,03	0,126	0,05	3,3	1,45	1,6	1,13	2,72	0,055	2,29	9,1	15,6	9,6
V. [%]	3,9	8,8	6,6	5,8	2,4	2,6	118,9	12,9	14,7	127,9	5,1	20,1	30,9
Min.											160	56	16,1
Max.											195	115	63,3

Tabelle 24: Mittelwert MW, Standardabweichung St. und Variationskoeffizient V. für die Allgemeinen Parameter und einiger personenbezogenen Parameter, N=92, männlich, 0,7 pro s $\leq v_{rel} \geq$ 0,8 pro s

Jahre		L_0 [cm]	G_0 [kg]	Alter [J]	v_{rel} [1/s]	L [m]	L_{rel}	f_0 [min^{-1}]	ZBS [%]	StP_L [%]	StP_R [%]	StP_S [%]	f_{0rel} [%]	SV [m*s]
15 bis 20	**MW**	176,2	65,2	17,1	0,769	1,49	0,840	54,7	20,9	59,9	61,0	1,0	1,7	0,41
15 bis 20	**St.**	4,6	6,6	1,0	0,036	0,08	0,030	1,92	1,1	0,82	0,82	1,01	0,50	0,02
15 bis 20	**V. [%]**	2,6	10,2	5,8	4,6	5,1	3,6	3,5	5,2	1,4	1,3			6,1
20 bis 25	**MW**	182,6	77,1	22,7	0,758	1,51	0,830	55,1	20,3	59,29	61,03	1,44	1,79	0,41
20 bis 25	**St.**	3,0	11,1	0,8	0,017	0,06	0,037	2,50	1,6	0,95	1,01	0,96	1,01	0,03
20 bis 25	**V. [%]**	1,6	14,4	3,4	2,3	4,2	4,5	4,5	7,8	1,6	1,7			8,1
25 bis 30	**MW**	186,5	78,5	28,7	0,745	1,48	0,798	56,5	21,8	60,07	61,73	1,36	1,67	0,40
25 bis 30	**St.**	5,2	5,6	0,8	0,021	0,11	0,056	4,14	2,9	1,44	1,88	1,38	0,49	0,06
25 bis 30	**V. [%]**	2,8	7,1	2,8	2,8	7,1	7,0	7,3	13,2	2,4	3,0			13,9
30 bis 35	**MW**	181,3	85,7	32,6	0,763	1,43	0,791	58,0	20,3	59,77	60,52	0,62	1,95	0,38
30 bis 35	**St.**	6,6	19,4	1,8	0,030	0,06	0,035	2,43	2,6	1,31	1,46	0,83	3,94	0,03
30 bis 35	**V. [%]**	3,6	22,6	5,5	3,9	4,4	4,4	4,2	12,7	2,2	2,4			8,8
35 bis 40	**MW**	180,2	77,9	37,4	0,763	1,39	0,772	59,3	23,6	61,39	62,22	0,67	1,24	0,35
35 bis 40	**St.**	6,3	12,0	1,9	0,018	0,05	0,034	2,74	4,2	2,42	2,50	1,94	0,29	0,02
35 bis 40	**V. [%]**	3,5	15,5	5,1	2,4	3,8	4,4	4,6	18,0	3,9	4,0			6,2
40 bis 45	**MW**	170,5	73,5	42,8	0,733	1,28	0,747	59,10	22,7	60,75	61,92	0,94	1,95	0,33
40 bis 45	**St.**	11,6	14,1	1,0	0,037	0,18	0,068	3,33	3,1	1,21	1,96	0,79	1,00	0,07
40 bis 45	**V. [%]**	6,8	19,2	2,4	5,1	14,0	9,1	5,6	13,7	2,0	3,2			20,0
> 45	**MW**	167,7	66,0	51,7	0,737	1,25	0,748	59,20	20,4	59,86	60,57	0,60	1,20	0,32
> 45	**St.**	9,8	15,7	7,1	0,042	0,12	0,042	2,10	2,0	1,28	0,89	0,72	0,40	0,03
> 45	**V. [%]**	5,9	23,8	13,8	5,7	9,6	5,6	3,5	9,9	2,1	1,5			10,3

Tabelle 25: Mittelwerte MW, Standardabweichungen St. und Variationskoeffizienten V. der Allgemeinen Gangparameter in Abhängigkeit vom Alter,

N=92, männlich, 0,7 pro s $\leq v_{rel} \geq$ 0,8 pro s

16.2 Die Meßergebnisse der Belastungsparametern

	Gesamt																	
Geschw.		v_{rel}	P_{maxL}	P_{maxR}	I_{GL}	I_{GR}	I_{AuL}	I_{AuR}	I_{AbL}	I_{AbR}	I_{FL}	I_{FR}	I_{VL}	I_{VR}	I_{AL}	I_{AR}	I_{IL}	I_{IR}
1	Median	0,16	1,54	1,25	1,06	0,90	1,06	0,85	1,06	0,88	1,43	1,33	1,28	1,13	0,96	0,88	1,06	0,91
1	17%	0,15	0,77	0,98	0,56	0,67	0,59	0,62	0,57	0,73	0,89	0,81	0,69	0,84	0,52	0,56	0,64	0,73
1	83%	0,17	1,73	1,81	1,26	1,34	1,24	1,27	1,30	1,31	2,24	2,11	1,71	1,40	1,23	1,39	1,32	1,24
2	Median	0,40	1,73	1,58	1,29	1,15	1,22	1,10	1,31	1,22	1,90	1,65	1,80	1,67	1,14	1,10	1,29	1,20
2	17%	0,25	1,17	1,19	0,85	0,86	0,81	0,79	0,89	0,88	1,23	1,07	1,23	1,23	0,77	0,78	0,88	0,89
2	83%	0,49	2,23	2,15	1,65	1,55	1,53	1,43	1,72	1,65	2,76	2,39	2,43	2,21	1,48	1,59	1,78	1,58
3	Median	0,68	1,67	1,62	1,20	1,10	1,10	1,02	1,22	1,19	2,05	1,89	1,80	1,71	1,05	1,05	1,23	1,21
3	17%	0,59	1,13	1,10	0,81	0,76	0,72	0,71	0,85	0,81	1,25	1,12	1,22	1,19	0,69	0,68	0,83	0,79
3	83%	0,81	2,32	2,22	1,66	1,59	1,61	1,50	1,73	1,63	3,21	2,72	2,51	2,36	1,54	1,54	1,77	1,69
4	Median	0,98	2,06	1,96	1,39	1,36	1,43	1,34	1,39	1,36	2,93	2,54	2,05	1,96	1,32	1,23	1,46	1,46
4	17%	0,92	1,30	1,36	0,88	0,85	0,82	0,84	0,91	0,92	1,90	1,80	1,39	1,37	0,69	0,75	1,00	0,99
4	83%	1,06	2,63	2,52	1,81	1,75	1,78	1,65	1,85	1,77	4,29	3,51	2,70	2,59	1,72	1,72	1,91	1,86
5	Median	1,23	1,95	2,00	1,26	1,25	1,30	1,32	1,30	1,32	3,66	3,61	1,90	1,79	1,07	1,12	1,43	1,46
5	17%	1,17	1,57	1,57	0,94	0,96	0,91	0,92	0,86	0,91	2,91	2,57	1,16	1,17	0,93	0,86	0,90	1,07
5	83%	1,34	2,54	2,65	1,61	1,71	1,62	1,67	1,74	1,61	4,47	4,85	2,52	2,40	1,44	1,43	1,83	1,92
	männl.																	
Geschw.		v_{rel}	P_{maxL}	P_{maxR}	I_{GL}	I_{GR}	I_{AuL}	I_{AuR}	I_{AbL}	I_{AbR}	I_{FL}	I_{FR}	I_{VL}	I_{VR}	I_{AL}	I_{AR}	I_{IL}	I_{IR}
1	Median	0,15	1,53	1,45	1,03	1,01	0,99	0,96	0,96	0,97	1,94	1,82	1,16	1,08	0,91	0,92	0,96	0,90
1	17%	0,12	0,74	0,88	0,54	0,67	0,55	0,59	0,50	0,59	0,93	0,82	0,66	0,81	0,50	0,53	0,62	0,70
1	83%	0,16	1,82	1,87	1,31	1,34	1,35	1,30	1,31	1,38	2,43	2,30	1,34	1,40	1,30	1,46	1,30	1,33
2	Median	0,44	1,76	1,66	1,31	1,26	1,33	1,16	1,28	1,28	2,09	1,78	1,80	1,69	1,14	1,17	1,33	1,27
2	17%	0,23	1,14	1,19	0,84	0,90	0,78	0,84	0,87	0,87	1,39	1,22	1,14	1,27	0,72	0,80	0,81	0,90
2	83%	0,47	2,15	2,13	1,63	1,55	1,54	1,43	1,71	1,64	2,94	2,54	2,33	2,21	1,49	1,60	1,77	1,61
3	Median	0,73	1,61	1,58	1,16	1,13	1,10	1,10	1,12	1,14	2,18	1,96	1,66	1,64	1,03	1,07	1,20	1,22
3	17%	0,59	1,03	1,02	0,75	0,70	0,69	0,62	0,78	0,73	1,21	1,06	1,08	1,09	0,65	0,63	0,78	0,71
3	83%	0,81	2,25	2,22	1,64	1,60	1,66	1,53	1,72	1,63	3,38	2,79	2,46	2,36	1,59	1,59	1,75	1,70
4	Median	0,98	2,00	1,87	1,29	1,30	1,42	1,31	1,16	1,30	3,23	2,61	1,68	1,84	1,12	1,19	1,44	1,43
4	17%	0,93	1,21	1,28	0,79	0,80	0,77	0,73	0,85	0,83	1,96	1,85	1,30	1,21	0,66	0,68	0,89	0,87
4	83%	1,06	2,45	2,41	1,73	1,74	1,76	1,61	1,72	1,70	4,51	3,56	2,51	2,42	1,66	1,61	1,84	1,84
5	Median	1,22	1,97	2,02	1,24	1,29	1,26	1,33	1,19	1,19	3,92	3,81	1,78	1,74	1,08	1,17	1,35	1,41
5	17%	1,17	1,18	1,51	0,80	0,96	0,80	0,92	0,80	0,86	2,92	2,81	1,10	1,14	0,67	0,85	0,79	1,04
5	83%	1,33	2,53	2,64	1,61	1,75	1,71	1,65	1,59	1,57	4,53	4,81	2,47	2,36	1,41	1,43	1,90	1,91
	weibl.																	
Geschw.		v_{rel}	P_{maxL}	P_{maxR}	I_{GL}	I_{GR}	I_{AuL}	I_{AuR}	I_{AbL}	I_{AbR}	I_{FL}	I_{FR}	I_{VL}	I_{VR}	I_{AL}	I_{AR}	I_{IL}	I_{IR}
1	Median	0,16	1,56	1,15	1,11	0,82	1,08	0,77	1,09	0,87	1,11	1,09	1,49	1,17	1,00	0,77	1,13	0,91
1	17%	0,15	1,49	1,04	0,98	0,74	0,90	0,69	0,99	0,75	0,88	0,63	1,11	0,93	0,56	0,64	1,03	0,78
1	83%	0,17	1,67	1,48	1,17	1,07	1,17	1,05	1,28	1,08	1,57	1,44	1,75	1,38	1,17	1,14	1,35	1,02
2	Median	0,37	1,69	1,52	1,25	1,04	1,15	0,93	1,32	1,16	1,70	1,50	1,82	1,64	1,09	1,03	1,26	1,11
2	17%	0,25	1,24	1,17	0,91	0,86	0,85	0,77	0,92	0,88	1,15	0,94	1,35	1,17	0,79	0,75	0,99	0,88
2	83%	0,51	2,31	2,15	1,66	1,53	1,48	1,38	1,77	1,67	2,31	2,11	2,50	2,17	1,47	1,56	1,81	1,50
3	Median	0,67	1,73	1,64	1,23	1,09	1,10	0,97	1,31	1,21	2,00	1,84	1,92	1,80	1,06	1,03	1,26	1,18
3	17%	0,58	1,27	1,22	0,87	0,83	0,76	0,74	0,96	0,90	1,29	1,22	1,36	1,28	0,74	0,77	0,91	0,87
3	83%	0,81	2,43	2,22	1,70	1,55	1,50	1,41	1,74	1,64	2,89	2,67	2,53	2,31	1,51	1,43	1,79	1,65
4	Median	0,98	2,21	2,12	1,46	1,42	1,44	1,35	1,63	1,53	2,79	2,50	2,20	2,10	1,42	1,28	1,50	1,53
4	17%	0,91	1,79	1,70	1,30	1,06	1,03	0,89	1,25	1,13	1,91	1,74	1,78	1,66	0,95	1,00	1,19	1,09
4	83%	1,06	2,87	2,85	1,95	1,79	1,94	1,69	1,97	2,00	3,87	3,47	2,86	2,72	1,88	1,98	2,04	1,88
5	Median	1,23	2,36	2,33	1,47	1,42	1,28	1,30	1,63	1,49	3,23	3,35	2,37	2,25	1,26	1,20	1,63	1,64
5	17%	1,17	2,19	2,01	1,40	1,21	1,19	1,01	1,51	1,35	2,87	2,48	2,18	2,00	1,08	0,97	1,38	1,47
5	83%	1,29	2,55	2,67	1,55	1,61	1,36	1,53	1,78	1,65	3,61	4,28	2,55	2,44	1,48	1,43	1,80	1,80

Tabelle 26: Median, 0,17-Perzentil. und 0,83-Perzentil (in %) der Belastungsparameter für die verschiedenen Geschwindigkeitsgruppen, in Abhängigkeit vom Geschlecht.

16.3 Die Meßergebnisse der Abrollparametern

Gesamt

Geschw.		v_{rel}	A_V	L_{effL}	L_{effR}	L_{effS}	Gl_L	Gl_R	Gl_S	ZFS	ZVS	FV_L	FV_R	FV_S
1	Median	0,157	-0,4	70,0	61,0	-5,1	3,3	3,0	-9,1	13,5	28,0	59,9	64,7	5,7
1	3%	0,074	-15,5	32,0	32,0	-23,0	1,4	1,5	-29,0	0,0	12,0	38,0	29,8	-17,0
1	17%	0,141	-9,6	54,0	48,0	-14,0	2,1	2,4	-17,0	5,4	14,0	43,4	52,1	-3,7
1	83%	0,17	4,5	78,0	73,0	4,0	4,9	4,8	18,4	24,2	41,2	73,1	79,0	11,8
1	97%	0,157	14,2	82,0	80,0	33,0	6,0	5,5	28,0	38,0	45,5	79,8	83,3	34,6
2	Median	0,397	-10,6	74,0	69,0	-3,3	3,9	3,7	-2,3	2,0	13,5	46,4	49,6	3,1
2	3%	0,222	-24,0	51,0	46,0	-17,5	1,8	1,6	-28,0	0,0	0,5	22,3	24,3	-19,4
2	17%	0,245	-16,0	66,0	61,0	-8,7	2,8	2,6	-15,0	0,0	6,2	32,1	36,9	-6,8
2	83%	0,49	-4,0	81,0	76,0	1,4	5,4	5,3	10,2	12,0	21,5	60,5	63,6	12,3
2	97%	0,512	2,7	90,0	86,0	8,5	7,3	6,8	22,5	21,0	29,7	75,8	77,3	27,3
3	Median	0,682	-15,8	76,0	72,0	-1,4	3,9	3,7	-1,9	0,0	6,5	31,0	34,0	4,0
3	3%	0,528	-26,0	55,5	52,5	-12,3	1,9	1,9	-29,0	0,0	0,0	16,1	18,2	-14,9
3	17%	0,589	-21,0	68,0	65,0	-6,5	2,9	2,7	-15,4	0,0	1,0	22,3	25,2	-4,1
3	83%	0,812	-10,4	84,0	81,0	2,2	5,1	4,8	9,4	3,1	12,5	41,9	45,5	14,4
3	97%	0,877	-3,1	91,5	91,5	8,8	6,7	6,5	21,1	11,0	21,5	55,2	61,9	25,8
4	Median	0,96	-16,7	75,0	72,0	-1,3	3,8	3,5	-2,9	0,0	4,0	23,9	28,6	7,4
4	3%	0,906	-26,0	53,0	56,0	-10,1	1,8	1,7	-30,1	0,0	0,0	7,4	12,1	-17,5
4	17%	0,921	-22,0	67,0	65,0	-5,5	2,6	2,5	-17,4	0,0	0,0	16,0	19,1	-3,2
4	83%	1,062	-10,0	81,0	79,0	1,9	5,1	4,4	10,5	1,0	11,5	33,7	39,9	19,6
4	97%	1,117	3,0	87,0	86,0	9,1	7,0	6,4	27,5	5,0	19,4	59,1	58,1	38,6
5	Median	1,226	-20,5	79,5	77,5	-2,7	3,2	3,9	7,3	0,0	1,5	14,5	19,2	12,5
5	3%	1,12	-27,0	72,0	66,0	-10,1	1,9	2,3	-28,0	0,0	0,0	3,5	6,5	-100,0
5	17%	1,15	-25,0	76,0	69,0	-6,6	2,4	2,8	-8,0	0,0	0,0	8,7	12,4	-8,3
5	83%	1,34	-9,2	86,0	81,0	1,2	5,2	4,5	19,0	0,0	6,6	22,9	27,2	31,0
5	97%	1,39	4,5	87,0	90,0	3,9	7,0	7,5	33,0	0,0	11,8	34,0	31,0	64,2

männlich

Geschw.		v_{rel}	A_V	L_{effL}	L_{effR}	L_{effS}	Gl_L	Gl_R	Gl_S	ZFS	ZVS	FV_L	FV_R	FV_S
1	Median	0,154	-6,4	71,0	61,0	-5,2	3,2	4,0	8,5	13,5	25,5	60,3	67,6	7,0
2	Median	0,439	-11,6	73,0	68,0	-3,5	3,8	3,8	1,0	2,0	12,5	48,0	51,8	3,3
3	Median	0,725	-16,1	76,0	71,0	-2,7	3,8	3,6	3,6	0,0	6,8	31,9	33,8	4,1
4	Median	0,98	-17,6	77,0	73,0	-1,9	3,9	3,5	-4,9	0,0	3,0	21,9	27,1	7,3
5	Median	1,22	-21,6	79,0	77,0	-2,7	3,6	3,8	1,8	0,0	1,0	12,8	18,5	14,4

weiblich

Geschw.		v_{rel}	A_V	L_{effL}	L_{effR}	L_{effS}	Gl_L	Gl_R	Gl_S	ZFS	ZVS	FV_L	FV_R	FV_S
1	Median	0,161	1,3	62,0	57,5	-2,2	3,4	3,0	0,3	19,0	37,0	54,0	60,8	3,0
2	Median	0,366	-9,0	74,0	70,0	-2,9	4,0	3,6	-4,8	1,5	15,5	43,1	46,5	2,2
3	Median	0,666	-15,3	77,0	76,0	-0,3	4,0	3,9	-1,4	0,0	6,5	29,6	34,6	3,7
4	Median	0,979	-11,5	72,5	71,0	0,0	3,2	3,6	-1,0	0,0	5,5	27,4	31,6	7,6
5	Median	1,18	-18,5	80,0	80,0	0,6	2,9	4,0	12,5	0,0	0,5	16,8	18,2	-0,2

Tabelle 27: Median und Perzentile für die Abrollparameter

16.4 Die Meßergebnisse der Winkelparameter

Geschw.		v_{rel}	t_{KmaxL}	t_{KmaxR}	K_{maxL}	K_{maxR}	K_{maxS}	t_{KminL}	t_{KminR}
1	MW	0,162	74,9	75,8	44,2	44,6	0,2	51,0	35,7
1	St.	0,006	3,0	3,0	4,0	5,3	6,0	31,0	22,0
1	V. [%]	3,9	4,0	4,0	9,0	11,9		61,0	60,8
2	MW	0,379	73,5	73,8	51,3	50,3	-1,1	56,3	52,0
2	St.	0,111	2,7	2,5	7,4	6,7	7,5	35,6	35,0
2	V. [%]	29,2	3,6	3,6	14,2	13,3		63,4	67,2
3	MW	0,673	73,4	73,4	54,8	51,3	-3,3	68,5	66,0
3	St.	0,105	2,3	2,1	9,3	8,77	8,2	34,5	33,4
3	V. [%]	15,6	3,1	2,8	17	17,2		50,4	50,6
4	MW	0,976	72,4	72,0	57,0	52,7	-2,9	68,6	71,4
4	St.	0,064	4,9	1,7	10,0	6,1	10,3	30,9	33,4
4	V. [%]	6,6	6,7	2,4	17,5	11,5		45,1	46,8

Geschw.		K_{SmaxL}	K_{SmaxR}	K_{BmaxL}	K_{BmaxR}	K_{BmaxS}	K_{minL}	K_{minR}	K_{UL}	K_{UR}	K_{US}
1	MW	-70	-74,2	71,2	79,0	5,1	0,8	-1,0	43,5	45,6	2,3
1	St.	12,8	13	11,4	12,2	9,0	3,2	3,4	5,9	6,7	7,0
1	V. [%]	-18,3	-17,5	16,0	15,4				13,7	14,7	
2	MW	-182,4	-185,4	175,2	188,0	3,3	-0,1	-1,0	51,4	51,4	0,0
2	St.	51,6	53,6	45,2	51,8	10,0	4,6	3,9	7,0	6,5	7,2
2	V. [%]	-28,3	-28,9	25,8	27,6				13,6	12,8	
3	MW	-328,4	-315,6	293,6	299,0	2,9	-0,1	-0,9	55,0	52,2	-2,5
3	St.	66,3	71	62,4	82,4	12,1	5,3	5,4	7,8	7,2	7,8
3	V. [%]	-20,2	-22,5	21,3	27,6				14,2	13,9	
4	MW	-410	-414,6	396,0	430,0	3,6	2,1	-0,5	54,8	53,2	0,0
4	St.	85,4	93,4	79,4	96,2	10,7	4,6	5,2	9,6	5,5	9,2
4	V. [%]	-20,8	-22,5	20,1	22,4				17,7	10,3	

Geschw.		t_{KSL}	t_{KSR}	t_{KBL}	t_{KBR}	K_{AuL}	K_{AuR}	K_{AbL}	K_{AbR}
1	MW	42,6	43,6	44,1	39,6	5,4	4,0	37,5	37,4
1	St.	8,3	10,3	7,0	6,4	6,2	4,4	5,6	8,1
1	V. [%]	19,4	23,7	15,9	16,2			15	21,6
2	MW	43,1	43,7	46,3	46,2	4,4	2,8	33,0	34,3
2	St.	6,5	8,0	6,5	6,9	5,8	4,6	9,4	7,4
2	V. [%]	15,1	18,2	14,1	14,9			28,4	21,4
3	MW	44,3	47,5	46,5	46,9	3,3	2,3	29,7	30,0
3	St.	5,4	5,6	4,3	4,5	5,7	5,0	11,1	10,0
3	V. [%]	12,2	11,7	9,3	9,5			37,1	33,4
4	MW	54,7	50,1	45,3	44,7	5,9	2,2	32,4	32,4
4	St.	3,3	4,1	3,3	4,0	5,4	6,0	9,2	8,6
4	V. [%]	6,1	8,1	7,4	9,0			28,4	26,4

Tabelle 28: Die Lage- und Streumaße der Knieparameter

Geschw:		V_{rel}	H_{maxL}	H_{maxR}	H_{maxS}	H_{minL}	H_{minR}	H_{minS}	H_{UL}	H_{UR}	H_{US}	t_{HminL}	t_{HminR}	t_{HBL}	t_{HBR}
2	MW	0,39	21,1	19,8	-2,3	-6,5	-6,7	2,2	27,6	26,5	-0,2	53,1	53,8	35,1	36,2
2	St.	0,12	8,1	6,8	14,3	7,5	6,9	30,2	13,4	12,6	12,8	3,3	2,5	4,3	5,3
2	V [%]	30,8	38,8	34,2		-118,0	-104,0		48,8	46,6		6,2	4,6	12,2	14,5
3	MW	0,648	27,1	24,9	-4,4	-11,7	-12,6	3,4	38,8	37,5	-2,6	52,4	52,9	40,1	40,3
3	St.	0,098	7,2	7,5	13,4	7,5	9,3	29,5	12,8	14,3	13,7	2,6	2,3	3,8	4,1
3	V [%]	15,1	26,4	30,0		-71,3	-73,7		33,0	38,1		4,9	4,4	9,5	10,1
4	MW	1,11	20,3	16,2	6,1	-11,9	-13,9	11,6	32,2	30,1	-4,4	50,2	52,6	43,4	43,4
4	St.	0,2	12,6	8,7	26,2	6,9	5,3	23,4	7,2	9,0	11,7	2,9	3,3	3,2	3,6
4	V [%]	17,6	62,1	54,3		-58,4	-38		23,0	30,3		5,8	6,3	7,3	8,3
		t_{HSL}	t_{HSR}	t_{HKBL}	t_{HKBR}	t_{HKSL}	t_{HKSR}	H_{BmaxL}	H_{BmaxR}	H_{BmaxS}	H_{SmaxL}	H_{SmaxR}	H_{SmaxS}		
2	MW	63,0	61,7	23,0	23,9	25,2	24,8	87,6	88,8	-0,7	-74,4	-64,8	-6,6		
2	St.	4,5	5,2	3,2	5,3	3,4	2,7	45,0	55,4	14,3	46,2	38,0	16,0		
2	V [%]	7,1	8,5	14,1	22,2	13,5	10,7	51,4	62,4		-62,4	-58,6			
3	MW	58,0	57,5	25,9	25,6	25,3	25,4	177,8	177,8	-0,8	-166,8	-144,6	-5,0		
3	St.	4,1	4,5	3,6	4,1	2,8	3,2	60,6	71,6	15,5	58,2	79,6	17,3		
3	V [%]	7,1	7,9	14,0	16,2	11,1	12,4	34,1	40,3		-35,4	-48,1			
4	MW	54,2	54,0	28,5	26,4	26,6	27,5	211,0	206,3	-5,1	-147,0	-167,0	-1,2		
4	St.	4,0	4,8	2,8	3,5	2,6	2,4	54,8	43,2	8,0	48,2	31,0	13,9		
4	V [%]	7,4	8,9	9,9	13,4	9,8	8,8	26,0	20,9		-32,9	-18,5			

Geschw:		t_{HmaxL}	t_{HmaxR}	t_{HBmaxL}	t_{HBmaxR}	t_{HSmaxL} 1	t_{HSmaxR} 1	t_{HSmaxL} 2	t_{HSmaxR} 2
2	Median	83,3	84	68,0	68,8	11,0	12,3	92,5	91,0
2	17%	12,5	11,9	59,0	61,3	4,5	9,9	88,3	88,8
2	83%	15	14,2	75,2	73,0	16,6	18,4	97,5	92,5
3	Median	87	86,8	66,5	64,8	15,0	13,5	92,3	92,5
3	17%	83,8	84,8	60,0	58,5	9,5	11,0	90,5	91,5
3	83%	88,5	88,7	72,5	71,5	26,3	36,4	93,7	94,5
4	Median	87	88,5	73,0	68,5	11,5	23,0	88,3	93,5
4	17%	82,9	87,1	60,8	60,3	11,3	13,2	77,0	92,0
4	83%	88,1	89,5	79,8	81,5	18,6	40,1	97,7	93,7

Tabelle 29: Die Lage- und Streumaße der Hüftparameter

		v_{rel}	S_{maxL}	S_{maxR}	S_{minL}	S_{minR}	S_{UL}	S_{UR}	S_{US}
Gesamt	MW	0,597	8,5	9	-8,7	-7,9	17,3	16,9	-2
	St.	0,052	2,9	3,4	4	4,5	4,6	5,4	16,7
	V [%]	8,8	33,5	38,3	-45,7	-56,9	26,4	31,9	
männlich	MW	0,579	7,8	7,7	-7,8	-8,3	15,6	15,9	-1,2
	St.	0,04	2,1	3,3	3,2	5,6	2,4	5,5	15,8
	V [%]	6,9	26,7	42,3	-40,9	-68,2	15,2	34,4	
weiblich	MW	0,607	8,9	9,7	-9,2	-7,8	18,1	17,5	-2,5
	St.	0,055	3,2	3,4	4,3	3,9	5,2	5,4	17,4
	V [%]	9,1	35,4	34,9	-46,9	-50,1	28,7	30,7	

Tabelle 30: Die Lage- und Streumaße der Sprunggelenksparameter

16.5 Die Meßergebnisse von Patienten mit Oberschenkelprothese

Geschw.		v_{rel}	L	L_{rel}	f_0	ZBS	StP_B	StP_N	StP_S	DSD_{rel}
1	MW	0,251	0,732	0,409	37,0	27,5	56,1	71,4	12,1	5
	St.	0,04	0,105	0,053	5,8	7,9	6,1	4,1	5,8	6,8
	V. [%]	15,9	14,3	13,0	15,7	28,7	10,9	5,7		
2	MW	0,333	0,942	0,526	38,5	25,1	56,3	68,8	10,1	2,9
	St.	0,03	0,145	0,077	5,0	4	4	2,5	4,6	1,4
	V. [%]	9,0	15,4	14,6	13,0	15,9	7,1	3,6		
3	MW	0,515	1,161	0,655	47,8	25,9	58,8	67,1	6,8	6,3
	St.	0,07	0,176	0,099	7,4	11,5	7,4	6,1	6,2	7,8
	V. [%]	13,6	15,2	15,1	15,5	44,4	12,6	9,1		
4	MW	0,855	1,556	0,868	59,0	20,3	54,6	65,7	9,2	2,7
	St.	0,066	0,071	0,034	2,5	3,5	1,6	2,2	1,2	1,5
	V. [%]	7,7	4,6	3,9	4,2	17,2	2,9	3,3		

Tabelle 31: Die Allgemeinen Parameter von Patienten mit Oberschenkelprothese

Geschw.		L_{effB}	L_{effN}	GL_B	GL_N	FV_B	FV_N	I_{AuB}	I_{AuN}	I_{AbB}	I_{AbN}	I_{GB}	I_{GN}
1	Median	71,0	76,0	1,81	3,56	21,5	53,3	0,74	0,98	0,89	0,89	0,82	0,94
	17%	60,0	63,0	2,53	4,32	7,7	25,9	0,59	0,73	0,67	0,71	0,67	0,71
	83%	78,0	80,0	1,32	2,59	41,4	65,8	0,91	1,10	1,13	1,14	1,05	1,13
2	Median	78,0	75,0	1,48	3,25	22,6	21,1	0,67	0,82	0,75	0,87	0,73	0,87
	17%	65,0	65,9	1,91	4,05	10,1	14,9	0,60	0,72	0,66	0,78	0,66	0,76
	83%	82,1	83,0	1,25	2,17	32,4	56,0	0,91	1,02	0,98	1,09	0,92	1,00
3	Median	83,0	69,5	1,71	3,00	22,4	19,7	0,92	1,03	1,02	1,18	1,00	1,15
	17%	78,6	63,6	2,89	4,15	12,3	10,4	0,80	0,87	0,81	0,95	0,86	0,90
	83%	85,8	78,6	1,43	2,33	34,9	35,1	1,12	1,66	1,46	1,60	1,20	1,59
4	Median	85,0	71,0	2,71	3,42	11,1	30,6	0,90	2,01	1,45	1,29	1,21	1,72
	17%	83,6	69,7	2,85	3,97	9,1	28,2	0,84	1,78	1,37	1,21	1,14	1,57
	83%	86,3	72,6	2,25	3,26	12,6	34,3	0,94	2,13	1,61	1,40	1,26	1,76

Tabelle 32: Die Abrollparameter und einige Belastungsparameter für Patienten mit Oberschenkelprothese

Geschw.	v_{rel}	K_{UB}	K_{UN}	K_{US}
1	0,255	50,5	58,7	-7,6
	0,036	10,2	10,6	13,1
	14,1	20,2	18,1	
2	0,331	52,8	56,7	-3,8
	0,028	10,4	9,6	13
	8,5	19,7	16,9	
3	0,569	60,8	53,9	6,2
	0,167	8,3	8,4	9,1
	29,3	13,7		

Tabelle 33: Die Kniebeugeumfänge für Patienten mit Oberschenkelprothese

Geschw.	v_{rel}	H_{UB}	H_{UN}	H_{US}
1	0,253	27,8	21,4	12,5
	0,039	11,4	11,9	19,2
	15,4	41,0	55,6	
2	0,314	28,7	20	18,6
	0,015	7,2	6,1	15,4
	4,8	25,1	30,5	
3	0,488	38,4	21,3	31,2
	0,059	5,6	6,1	23,5
	12,1	14,6		

Tabelle 34: Die Hüftbeugeumfänge für Patienten mit Oberschenkelprothese

16.6 Statistische Tests

Geschwindigkeit	r_{xy}
1	0,014
2	**0,347**
3	**0,519**
4	**0,752**
5	**0,812**

Tabelle 35: Der Pearsonsche Korrelations-Koeffizient r_{xy} für den Zusammenhang zwischen Körpergröße und Schrittlänge

	v_{rel}	L	L_{rel}	f_0	StP_L	StP_R	StP_S	ZBS	SV	F_0rel
v_{rel}	1	**0,915**	**0,959**	**0,879**	**-0,653**	**-0,61**	0,035	**-0,66**	**0,416**	**-0,446**

Tabelle 36: Korrelation zwischen relativer Geschwindigkeit v_{rel} und den Allgemeinen Parametern (Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman)

Parameter	Geschlecht	a	b	R^2
$L=f(v_{rel})$	gesamt	1,591	0,5655	0,84
	männlich	1,67	0,5909	0,895
	weiblich	1,504	0,5702	0,8592
$L_{rel}=f(v_{rel})$	gesamt	0,9209	0,5965	0,9198
	männlich	0,947	0,6016	0,9389
	weiblich	0,915	0,5848	0,8902
$f0=f(v_{rel})$	gesamt	64,12	0,4322	0,8396
	männlich	63,31	0,4283	0,8704
	weiblich	65,54	0,4451	0,8034
$SV=f(v_{rel})$	gesamt	0,3669	0,1284	0,091
	männlich	0,3912	0,1426	0,163
	weiblich	0,3387	0,1132	0,092
$ZBS=f(v_{rel})$	gesamt	18,613	-0,371	0,5418
	männlich	18,298	-0,371	0,5975
	weiblich	19,144	-0,37	0,4691
$StP_L=f(v_{rel})$	gesamt	58,709	-0,074	0,5199
	männlich	58,617	-0,07	0,5852
	weiblich	58,833	-0,081	0,463
$StP_R=f(vrel)$	gesamt	59,718	-0,077	0,5206
	männlich	59,506	-0,078	0,5986
	weiblich	60,073	-0,076	0,422
$f_{0rel}=f(v_{rel})$	gesamt	1,4155	-0,451	0,2048
$FV_L=f(v_{rel})$	gesamt	24	-0,574	0,34
$FV_R=f(v_{rel})$	gesamt	27,6	-0,51	0,3317

Tabelle 37: Die Trendlinien der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Allgemeinen Parameter und des Überlappungsintegrals FV für gangunauffällige Probanden

Parameter	a	b	R^2
$L_{rel}=f(v_{rel})$	0,9634	0,594	0,685
$f0=f(v_{rel})$	62,26	0,4056	0,5035
$ZBS=f(v_{rel})$	19,21	-0,248	0,102
$StP_N=f(v_{rel})$	63,89	-0,073	0,167
$StP_B=f(vrel)$	55,44	-0,013	0,0022

Tabelle 38: Die Trendlinien der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Allgemeinen Parameter für Patienten mit Oberschenkelprothese

Parameter	a	b	R^2
$L_{rel}=f(v_{rel})$	0,8713	0,541	0,852
$f0=f(v_{rel})$	68,87	0,46	0,806
$ZBS=f(v_{rel})$	19,4	-0,32	0,604
$StP_N=f(v_{rel})$	60,2321	-0,04	0,299
$StP_B=f(vrel)$	58,73	-0,09	0,6858

Tabelle 39: Die Trendlinien der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Allgemeinen Parameter für Patienten mit Oberschenkelprothese

Parameter	a	b	R^2
$L_{rel}=f(v_{rel})$	1,003	0,7229	0,897
$f_0=f(v_{rel})$	56,8	0,2593	0,74
$StP_N=f(v_{rel})$	57,38	-0,0826	0,65
$StP_B=f(v_{rel})$	58,16	-0,1416	0,86
$StP_{relN}=f(v_{rel})$	0,717	-0,8547	0,681
$StP_{relB}=f(v_{rel})$	0,776	-1,058	0,733
$FV_N=f(v_{rel})$	38,68	-0,2871	0,533
$FV_B=f(v_{rel})$	61,427	-0,1265	0,224

Tabelle 40: Die Trendlinien der Geschwindigkeitsabhängigkeit der Allgemeinen Parameter und des Überlappungsintegrals FV für Patienten mit Hemiparese